

Diplomarbeit

In Vitro Untersuchung der Oberflächenrauheit unterschiedlicher restaurativer Materialien und Zahnschmelzen nach Behandlung mit zwei verschiedenen Laserstrahlsubstraten

eingereicht von

Philipp Zotter

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits Graz

unter der Anleitung von

**Univ.ZA. Dr.scient.med. Dr.med.dent. Behrouz Arefnia
und**

Univ.-Prof. Dr.med.univ. Dr.med.dent. Norbert Jakse

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 04.06.2023.....

Philipp Zotter eh

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich, während dem Verfassen dieser Arbeit, unterstützt und motiviert haben.

Zuerst gebührt mein Dank meinen beiden Betreuern Herrn Univ. ZA. Dr. scient. med. Dr. med. dent. Behrouz Arefnia und Herrn Univ.-Prof. Dr. med. univ. Dr. med. dent. Norbert Jakse, die mir bei der Themenfindung eine sehr große Hilfe waren und meine Arbeit betreut und begutachtet haben.

Anschließend möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mir dieses Studium erst ermöglichten und mich in meinem Vorhaben immer unterstützt haben. Ganz besonders danke ich meiner Freundin Katharina Brugger für das Korrekturlesen meiner Diplomarbeit und die Unterstützung während des Studiums. Danke auch an meine Schwester Kathrin Zotter, die mich mit ihrem Interesse und ihrer Hilfsbereitschaft immer motivierte und beratend zur Seite stand.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	1
Inhaltsverzeichnis	2
1 Abbildungsverzeichnis	4
2 Quellenangabe Abbildungen	6
3 Tabellenverzeichnis	7
4 Quellenangabe Tabellenverzeichnis	7
5 Zusammenfassung in Deutsch	8
6 Abstract in Englisch	10
7 Einleitung	11
7.1 Compliance	11
7.2 Putztechnik.....	11
7.3 Professionelle Herstellung hygienischer Verhältnisse.....	12
7.3.1 Einteilung der Instrumente	12
7.3.2 Pulverstrahlssysteme	12
7.4 Zielsetzung.....	14
7.5 Milchzahnschmelz und adultes Dentin	15
7.5.1 Milchzahnschmelz	15
7.5.2 Adultes Dentin.....	16
7.6 Restaurative Materialien	18
7.6.1 Amalgam	18
7.6.2 Nano Hybridkomposit und fließfähiges Komposit.....	19
7.6.3 Metallverstärkter (silberverstärkter) Glasionomerezement.....	21
7.6.4 Dentalgold	22
7.6.5 Titan.....	23
7.6.6 Polyetheretherketon (PEEK)	23
7.6.7 Zirkon	24
7.6.8 Glaskeramik.....	24
7.6.9 Feldspatkeramik	25
7.6.10 Hybridkeramik.....	25
8 Material und Methoden	26
8.1 Ethikvotum.....	26
8.2 Bestrahlungspulver	26
8.2.1 AirFlow Plus Pulver	26

8.2.2	AirFlow Perio Pulver.....	27
8.3	Material und Methode.....	27
8.3.1	Herstellung und Vorbehandlung der Proben	28
8.3.2	Direkte Materialtestung	31
9	Ergebnisse – Resultate mit graphischen Darstellungen.....	34
9.1	Vergleich: EMS Plus – Wasser für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit.....	34
9.2	Vergleich: EMS Plus – Wasser für jeweils drei Sekunde Bestrahlungszeit	37
9.3	Vergleich: EMS Perio – Wasser für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit	40
9.4	Vergleich: EMS Perio – Wasser für jeweils drei Sekunden Bestrahlungszeit	43
9.5	Vergleich: AirFlow® Plus – AirFlow® Perio für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit	46
9.6	Vergleich: AirFlow® Plus – AirFlow® Perio für jeweils drei Sekunden Bestrahlungszeit	49
10	Diskussion	53
	Literaturverzeichnis	56

1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Schematische Darstellung zur Nomenklatur des Dentins	16
Abbildung 2 Korrelation zwischen anorganischem Füller-Gehalt, E-Modul und Schrumpfstress.	19
Abbildung 3 DTK – Kleber zur Fixierung der Proben an Objektträger	28
Abbildung 4 A: Diamantbandsäge zur Probenherstellung, B: Software zur Einstellung der Thermocycling Parameter, C: Thermocycling mittels Kausimulator CS-4.8, D: Tellerschleifmaschine (EcoMet 30)	30
Abbildung 5 A: Versuchsdurchführung mit Halterung und Handstück, B: Gesamtversuchsaufbau mit AirFlow® Prophylaxis Master	31
Abbildung 6 A und B: Alicona Infinite Focus Auflichtmikroskop	32
Abbildung 7 A: Einzelbildmessung, B: Ra-Messung auf Basis der Einzelbildmessung von A (Probe Dentin adult)	32
Abbildung 8: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei fließfähigem Komposit, Amalgam und Dentin adult.	34
Abbildung 9: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Milchzahnschmelz, dental Gold und Titan.	35
Abbildung 10: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Hybridkomposit und Lithiumdisilikat Glaskeramik.	35
Abbildung 11: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Hybridkeramik, PEEK (BioHPP) und metallverstärktem Glasionomerzement.	36
Abbildung 12: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Zirkon und Feldspatkeramik.	36
Abbildung 13: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam, Dentin adult und Lithiumdisilikat Glaskeramik.	37
Abbildung 14: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei PEEK (BioHPP), Hybridkomposit und Titan.	38
Abbildung 15: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Feldspatkeramik und Zirkon.	38
Abbildung 16: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Hybridkeramik, fließfähigem Komposit und metallverstärktem Glasionomerzement.	39

Abbildung 17: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Milchzahnschmelz und dental Gold.	39
Abbildung 18: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei adultem Dentin, Amalgam und PEEK (BioHPP)	40
Abbildung 19: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Lithiumdisilikat Glaskeramik, Feldspartkeramik und Zirkon.	40
Abbildung 20: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Milchzahnschmelz und Hybridkomposit.	41
Abbildung 21: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei dental Gold und Hybridkeramik.	41
Abbildung 22: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei fließfähigem Komposit, metallverstärktem Glasionomerzement und Titan.	42
Abbildung 23: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei metallverstärktem Glasionomerzement, dental Gold, Hybridkomposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Feldspartkeramik, Zirkon, Milchzahnschmelz und Hybridkeramik.	43
Abbildung 24: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei adultem Dentin und PEEK (BioHPP)	44
Abbildung 25: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei fließfähigem Komposit.	44
Abbildung 26: Boxplot Vergleich H ² O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam und Titan.	45
Abbildung 27: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei adultem Dentin, fließfähigem Komposit, Hybridkomposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Milchzahnschmelz, Zirkon, Feldspartkeramik und PEEK (BioHPP).	46
Abbildung 28: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Amalgam, Hybridkeramik, Titan und dentalem Gold.	47
Abbildung 29: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei metallverstärktem Glasionomerzement.	48
Abbildung 30: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam, adultem Dentin, metallverstärktem Glasionomerzement, dentalem Gold, Hybridkomposit, Hybridkeramik, Feldspartkeramik, Milchzahnschmelz, PEEK (BioHPP), Titan und Zirkon.	50
Abbildung 31: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei fließfähigem Komposit.	50

Abbildung 32: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Lithiumdisilikat Glaskeramik. 51

2 Quellenangabe Abbildungen

Abbildung 1: Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5 ed. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2000, Abb. 8-1.

Abbildung 2: Falkenberger R. Adhäsive Zahnheilkunde Wissenschaft und Praxis. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2013, Abb. 3.14

Abbildungen 3 – 7: Foto Philipp Zotter

Abbildungen 8 – 32: DATAtab Team (2023). DATAtab: Online Statistics Calculator. DATAtab e.U. Graz, Austria

3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Physikalische Eigenschaften von Dentin und Schmelz.....	17
Tabelle 2 Einstellungen für Pulverbestrahlung mit AirFlow Plus Pulver	27
Tabelle 3 Einstellungen für Pulverbestrahlung mit AirFlow Perio Pulver.....	27
Tabelle 4: Gegenüberstellung: EMS Plus – EMS Perio für 1 und 3 Sekunden	51
Tabelle 5: Mittelwert der Ra-Werte (μm) der getesteten Materialien nach Bestrahlung mit beiden Pulvern	52

4 Quellenangabe Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5 ed. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2000, Tabelle 8-8.

Tabelle 2 und 3: Erstellt von Zotter Philipp mit Excel

Tabelle 4 und 5: Erstellt von Zotter Philipp mit Excel

5 Zusammenfassung in Deutsch

Ziel: Als Basis dieser Diplomarbeit dient eine In-Vitro Studie. In dieser In-Vitro Studie werden die beiden Prophylaxe Pulver Airflow® Plus und AirFlow® Perio hinsichtlich der Oberflächenrauheit nach Bestrahlung von elf verschiedenen restaurativen Materialien, adultem humanen Dentin und Milchzahnschmelz, verglichen. Die Kernfrage dieser Arbeit konzentriert sich auf die Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit nach Pulverbestrahlung. Dies ist wesentlich, um für ein restauratives Material und auch Zahnschmelz das dafür geeignetste Pulver zu verwenden.

Material und Methode: Für die Durchführung der Studie wurde ein zuvor standardisiertes Protokoll verwendet. Insgesamt wurden 65 Proben hergestellt, wobei jeweils fünf idente Proben von jedem zu untersuchenden Material erstellt wurden. Nach der Herstellung wurden die restaurativen Proben einem künstlichen Alterungsprozess mittels Thermocycling für 10.000 Zyklen unterzogen. Jeweils eine Probe pro Material wurde mit AirFlow® Prophylaxis Master (EMS, Schweiz) nur mit Wasser und ohne Pulverzusatz bestrahlt. Anschließend wurde jedes der zu testenden Materialien mit Airflow® Plus Pulver unter Verwendung von AirFlow® Prophylaxis Master (EMS, Schweiz) für eine und drei Sekunden bestrahlt. Das gleiche Prozedere wurde mit AirFlow® Perio Pulver für sämtliche Materialien wiederholt. Die Größe der hergestellten Proben betrug 10 Millimeter im Durchmesser und 3 Millimeter in der Höhe. Für den Vergleich zwischen behandelter Oberfläche mit den beiden Pulvern und unbehandelter Oberfläche mit Wasser bezogen auf die Oberflächenrauheit wurde ein optisches 3D System (Infinite Focus, Bruker Alicona, Österreich) zur Messung des arithmetischen Mittenrauwerts (Ra) verwendet. Für die statistische Evaluierung der erhobenen Daten wurde ein T-Test und deskriptive Statistik angewandt.

Ergebnisse: Für einen Großteil der getesteten Materialien (Adultes humanes Dentin, Milchzahnschmelz, Dentales Amalgam, Nano- Hybridkomposit, fließfähiges Komposit, Zirkon, Titan, metallverstärkter Glasionomerzement, Feldspartkeramik, Glaskeramik und Hybridkeramik) wurde nach der Bestrahlung mit Airflow® Plus ein signifikant niedrigerer arithmetischer Mittenrauwert (Ra) ermittelt. Im Gegensatz dazu, zeigt das Material PEEK nach der Bestrahlung mit AirFlow® Perio einen niedrigeren arithmetischen Mittenrauwert

(Ra). Das Material Gold zeigte nach Bestrahlung mit beiden Pulvern einen statistisch ähnlichen arithmetischen Mittenrauwert.

Konklusion: Daraus lässt sich schlussfolgern, dass das Bestrahlungspulver Airflow® Plus für sämtliche getestete Materialien indiziert ist. Gleiches gilt für AirFlow® Perio allerdings wird im Vergleich ein höherer arithmetischer Mittenrauwert erzielt.

6 Abstract in English

Objective: An in-vitro study serves as the basis of this thesis. In this in-vitro study, the two prophylactic powders Airflow® Plus and AirFlow® Perio are compared regarding the surface roughness after irradiation of eleven different restorative materials, adult human dentin and deciduous enamel. The core question of this work focuses on the change in surface roughness after powder irradiation. This is essential to use the most suitable powder for a restorative material and dental substances.

Materials and Methodes: A previously standardized protocol was used to conduct the study. A total of 65 samples were prepared, with five identical samples of each material under study. After preparation, the restorative samples were subjected to an artificial aging process using thermocycling for 10,000 cycles. One specimen per material was irradiated with AirFlow® Prophylaxis Master using only water and no added powder. Subsequently, each of the materials to be tested was irradiated with Airflow® Plus powder using AirFlow® Prophylaxis Master for one and three seconds. The same procedure was repeated with AirFlow® Perio powder for all materials. The size of the samples produced was 10 millimeters in diameter and 3 millimeters in height. For the comparison, a 3D optical system (Infinite Focus, Bruker Alicona, Austria) was used to measure the center arithmetic roughness value (Ra). A T-test and descriptive statistics were used for statistical evaluation of the collected data.

Results: For most of the materials tested (adult human dentin, deciduous enamel, dental amalgam, nano-hybrid composite, flowable composite, zirconia, titanium, metal-reinforced glass ionomer cement, feldspart ceramic, glass-ceramic and hybrid ceramic) was evaluated after the significantly lower arithmetic mean roughness value after irradiation with Airflow® Plus. In contrast, the material PEEK showed a lower arithmetic mean roughness value (Ra) after irradiation with AirFlow® Perio, the material PEEK showed a lower arithmetic mean roughness value. The material gold showed a statistically similar arithmetic mean roughness value after irradiation with both powders.

Conclusion: It can therefore be concluded that the irradiation powder Airflow® Plus is indicated for all tested materials. The same applies to AirFlow® Perio, but a higher arithmetic mean roughness value is achieved in comparison.

7 Einleitung

Es ist erwiesen, dass die Erhaltung einer guten Mundgesundheit eine parodontale Erhaltungstherapie und zahnärztliche Prophylaxe erfordert (1). Es ist bekannt, dass ein unzureichendes supragingivales Plaquemanagement zu Gingivareizungen führt (2). Das Kariesrisiko, das Alter, das Stadium der Parodontalerkrankung sowie systemische und umweltbedingte Faktoren, beeinflussen die Dauer zwischen den Behandlungen und die Motivation der Patientin und des Patienten (3).

7.1 Compliance

Eine wesentliche Säule der Parodontitis Prävention ist die häusliche Mundhygiene, welche von den Patientinnen und Patienten selbstständig durchgeführt wird. Sie dient der Reduktion der Plaquemenge und ebenfalls der Mikroorganismen. Um dies zu erreichen, muss zur Mitarbeit motiviert werden. Dafür stehen einige Hilfsmittel wie ein Übersichtsröntgenbild, klinische Befunde wie Rezessionen, Reizblutung nach Sondierung, Rötungen und Schwellungen zur Verfügung. Diese können der Patientin und dem Patienten graphisch und mit Handspiegel gezeigt und erklärt werden. Durch die Nutzung von Revelatoren erfolgt eine Darstellung der Plaque, welche gut sichtbar auf Reinigungsdefizite aufmerksam macht (4).

7.2 Putztechnik

Für die mechanische Entfernung von Plaque an den okklusalen, fazialen und oralen Zahnflächen stehen verschiedenste Zahnbürsten zur Verfügung. Für die Reinigung des Interdentalraumes muss durch weitere Hilfsmittel ergänzt werden. Reinigungstechniken müssen auf die manuelle Geschicklichkeit des Patienten abgestimmt sein. Es gibt unterschiedliche Zahnbürstetechniken, wobei die modifizierte Bass – Technik am häufigsten empfohlen wird. Diese wurde bereits 1954 von Bass postuliert. Bei der Durchführung der Reinigung wird die Zahnbürste in einem 45 Grad Winkel zur Zahnachse angelegt und mit kleinen kreisenden oder rüttelnden Bewegungen der Plaque entfernt (4).

Eine weitere Methode ist die Solotechnik nach Sedelmayer, bei welcher eine Einbüschelbürste zum Einsatz kommt und Zahn für Zahn gereinigt wird.

Die Systematik der elektrischen Zahnbürsten folgt jener der Handzahnbürsten oder wird durch einen eingebauten Chip vorgegeben (4).

Für die Interdentalhygiene stehen Zahnseide, Zahnsticks und auch Interdentalbürsten zur Verfügung. Aufgrund der höheren Kariesprävalenz im Approximalraum ist die Nutzung der angeführten Hilfsmittel von ausschlaggebender Bedeutung. Ergänzend zur mechanischen Reinigung finden Mundspülungen und Mundduschen im supragingivalen Bereich Anwendung (4).

7.3 Professionelle Herstellung hygienischer Verhältnisse

7.3.1 Einteilung der Instrumente

Bei der supragingivalen Reinigung werden maschinelle Instrumente, Handinstrumente und Reinigungspasten unterschieden. Für Verfärbungen, welche durch Medikamente, Tabak und Nahrungsmittel hervorgerufen werden eignen sich Pulver – Wasser – Strahlgeräte. Zu beachten gilt, dass dadurch keine sichere Reinigung der Zahnzwischenräume und Nischen möglich ist. Bei der Anwendung sollte der Spray mit Abrasivpulver auf dem Zahnschmelz unter kontinuierlicher Bewegung verwendet werden (4).

Für die Zahnsteinentfernung eignen sich Ultraschallgeräte in Form eines Ultraschall – Scalers. Diese arbeiten bei sehr kleiner Amplitude mit 25000 – 50000 Schwingungen pro Sekunde. Auch Air – Scaler mit einer Schwingung von maximal 6000 Hertz kommen als maschinelles Instrument zur Anwendung. Für die Luft - Wasser - Zufuhr können beide Instrumentenarten an die Turbine der zahnärztlichen Behandlungseinheit angeschlossen werden (4).

Für die abschließende Konkremententfernung eignen sich manuelle Instrumente wie Handscaler und Küretten. Handscaler dienen der supragingivalen Zahnsteinentfernung und Küretten werden für schwer zugängliche Bereiche und subgingivale Konkremente verwendet (4).

7.3.2 Pulverstrahlssysteme

Die Technik zur Entfernung von Zahnbelag und extrinsischen Verfärbungen ist, neben der traditionellen Technik, bei der eine Polierpaste mit einem Gummikelch oder einer Bürste kombiniert wird, die Verwendung von Wasser und luftabrasivem Pulver (Air-Polishing). Die Indikation für eine präventive Behandlung in Form von Air Polishing kann, je nach

Kariesrisikomanagement oder den Kriterien für eine unterstützende Parodontal Behandlung, 4–6-mal pro Jahr gestellt werden (3, 5).

Natriumbicarbonat – Pulver (NaHCO_3) mit einer Partikelgröße von bis zu 250 μm wird in den ersten Luftpoliersystemen verwendet (6, 7). Dieses hochgradig abrasive Pulver birgt jedoch das Risiko, sowohl Weich- und Hartgewebe als auch die für die Restauration verwendeten Materialien zu schädigen (6 – 9). Darüber hinaus wurde nachgewiesen, dass die Verwendung von Natriumbicarbonat abrasive und abstumpfende Wirkungen auf Restaurationsmaterialien, wie Metallgusslegierungen, Komposit und Glasionomermzement, haben kann, was im Laufe der Zeit zu Materialverlusten (10, 11) und zu einer beschleunigten Oberflächenrauheit durch Abrasion führt. Eine Steigerung der Oberflächenrauheit erhöht auch die Bakterienanhaftung, was zu Sekundärkaries und Zahnfleischreizungen führt (12, 13). Die Suche nach weniger abrasiven Pulvern für die zahnmedizinische Prophylaxe und Erhaltungstherapie wurde aufgrund der nachteiligen Nebenwirkungen abrasiver Pulver und Handinstrumenten eingeleitet.

Zu diesem Zweck wurden verschiedene Pulver aus Calciumcarbonat, Aluminiumtrihydroxid, Glycin und Erythritol entwickelt. Während Johnson et al. feststellten, dass Aluminiumtrihydroxid aufgrund seiner Abrasivität auf Kunststoffkompositen, kunststoffmodifizierten Kompositen, Glasionomermzementen und an den Rändern zementierter Restaurationen vermieden werden sollte (6, 9, 14), wurde die Verwendung von Calciumcarbonat aufgrund der Wasserlöslichkeit des Materials eingeschränkt.

Die Aminosäure Glycin kommt in der Natur vor und hat kleinere Partikel als NaHCO_3 (6, 15). Ein Zuckeralkohol mit einer noch kleineren durchschnittlichen Partikelgröße von 14 μm und kaum Oberflächenveränderungen auf Hart- und Weichgewebe ist Erythritol (16, 17).

Im Vergleich zu anderen Schleifpulvern, wie NaHCO_3 , sind die Oberflächenschäden bei Pulvern auf Glycin- und Erythritol Basis deutlich geringer (13, 18, 19). Neben den Pulvereigenschaften, wie beispielsweise der Partikelgröße oder -form, wirken sich auch die Parameter des Gerätes auf die Ergebnisse der Abrasion aus.

Höhere Defekttiefen werden durch höheren Druck, Wasserfluss, kürzere Verfahrswege und lange Zeiten verursacht, während eine geringere Düsenabwinkelung zu geringeren Defekttiefen führt (20, 21).

Air Polishing wird in der zahnärztlichen Prophylaxe eingesetzt, um Plaque und Verfärbungen erfolgreicher zu entfernen als mit herkömmlichen Instrumenten, wie zum

Beispiel die Verwendung eines Gummikelchs und einer Prophylaxepaste (6). Air-Polishing wurde früher nur an supragingivalen Oberflächen eingesetzt. Zahlreiche Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass Erythritol auch im subgingivalen Bereich wirksam eingesetzt werden kann, und haben die Vorteile bei der unterstützenden Parodontaltherapie bestätigt (22 - 24).

Außerdem ist das Air-Polishing eine bewährte Technik in der unterstützenden oder präventiven Parodontaltherapie. Daher ist es wichtig, unbeabsichtigte Folgen wie Abrasion und erhöhte Rauheit zu vermeiden (7).

7.4 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Oberflächenveränderung verschiedener restaurativer Materialien nach Pulverbestrahlung mit zwei verschiedenen Pulvern des Herstellers EMS zu untersuchen. Der wichtigste Parameter dabei ist die Bestrahlungszeit mit ihrer Auswirkung auf die jeweilige Oberflächenrauheit. Damit soll im In Vitro Vergleich der Unterschied der beiden Pulver, unter Berücksichtigung der gleichen Bestrahlungszeit, bei den zu testenden Materialien gemessen werden.

Einschränkungen sind die Anzahl der Proben pro Material und der reine Laborversuch unter standardisierten Bedingungen. Eine weitere Limitation ist die reine Messung des arithmetischen Mittenrauheitswerts (Ra) der zu untersuchenden Proben.

Um die Veränderung der Oberflächenrauheit nach Pulverbestrahlung mittels Airflow[®] Pulverbestrahlung noch besser beurteilen zu können, sind weiterführende In Vivo Studien notwendig. Ein ebenfalls interessanter Aspekt, der in Zukunft beleuchtet werden sollte, wäre der mit Pulverbestrahlung einhergehende Substanzabtrag unter Berücksichtigung des Zeitparameters.

7.5 Milchzahnschmelz und adultes Dentin

7.5.1 Milchzahnschmelz

In jedem Quadranten des Milchgebisses (Dentes lactales) befinden sich fünf Zähne. Je zwei Schneidezähne, ein Eckzahn und zwei Mahlzähne. Im Vergleich zu den bleibenden Zähnen sind sie meist kleiner. Eine Ausnahme bilden hier die Milchmolaren, welche deutlich größer als die nachfolgenden Prämolaren sind (28). Da der Schmelz sowohl dünner als auch weniger gut mineralisiert ist, unterscheiden sie sich auch hinsichtlich ihrer optischen Eigenschaften von den bleibenden Zähnen. Milchmolaren erscheinen damit mehr weiß – bläulich (29). Aus diesem Grund schleifen sie sich auch schneller ab. Bei bleibenden Zähnen läuft der Schmelzrand flach aus und bei Milchzähnen ist dieser zervikale Schmelzrand zu einem Wulst aufgeworfen. Die Pulpahöhlen der Milchzähne sind großvolumig (28).

Die Produktion des Zahnschmelzes ist ein in Schichten verlaufender Prozess. Von den Ameloblasten wird zunächst eine glykoproteinreiche Schmelzmatrix abgeschieden. Organische Bestandteile und Wasser werden größtenteils rückresorbiert. Gesteuert durch die Ameloblasten wird die Matrix mit Hydroxylapatit mineralisiert. Pro Tag beträgt der schichtweise Zuwachs an Zahnschmelz 3 - 4 μm . Nach Abschluss der Höcker und der Fissuren Bildung endet die Schmelzbildung durch Ameloblasten in diesem Bereich. Der zirkuläre Ameloblastensaum produziert weiterhin schichtweise Zahnschmelz an den Seitenflächen der Zähne. Diese sind als Zuwachsstreifen erkennbar und werden Rezius – Streifen genannt. Als Perikymatien werden sie im zervikalen Bereich bei Durchtritt an die Oberfläche bezeichnet (28).

Eine findet sich eine aprismatische Schicht von 30 – 100 μm an fast allen Oberflächen im Milchzahngewebnis. Die Schichtdicke nimmt bis zu den Milchmolaren immer weiter zu. In dieser Schicht sind Schmelzprismen in unterschiedlicher Anzahl und unregelmäßiger Anordnung zu finden. Bei Milchzähnen stellen Mineralsalze 86 - 88 % des Zahnvolumens dar. Bei bleibenden Zähnen sind es bis zu 92%. Milchmolaren weisen des Weiteren ein Porenvolumen von 1 – 5 % auf. Im Verhältnis dazu beträgt das Porenvolumen bei bleibenden Zähnen 0,1 – 0,2 %. Ursache für eine geringere Attritionsresistenz der

Milchzähne dürfte eine Folge des geringeren Mineralgehalts und des höheren Porenvolumens von Milchzahnschmelz sein (30).

7.5.2 Adultes Dentin

Grundsätzlich ist eine lebenslange Bildung von Dentin möglich. Ebenfalls können sich periphere Pulpazellen zu Odontoblasten differenzieren und Dentin bilden. Die erste Dentin Schicht wird als Manteldentin bezeichnet und ist nur wenige Mikrometer bis maximal einen halben Millimeter dick. Durch Besonderheiten im Aufbau ist es vom zirkumpulpaalen Dentin zu unterscheiden. Gemeinsam werden sie primäres Dentin genannt, welches bis zum Zahndurchbruch gebildet wird (29).

Sekundärdentin umfasst reguläres Sekundärdentin, auch Orthodentin genannt, irreguläres Sekundärdentin und atubuläres Fibrodentin. Primär- und Sekundärdentin grenzen direkt aneinander, wobei die Entstehung von Sekundärdentin langsamer vonstattengeht.

Tertiärdentin wird, im Unterschied zu Sekundärdentin, aus Zellen des peripheren, pulpalen Mesenchyms gebildet. Die Bildung des Tertiärdentins wird durch Stimulation induziert und wird daher auch als Reiz- beziehungsweise Reparaturdentin bezeichnet. Der Strukturelle Aufbau kann sehr atypisch sein. Zu finden ist es meist dort, wo Dentinkanälchen in der Peripherie besonderen Reizen, wie Attrition, Erosion, Karies oder therapeutischen Eingriffen, ausgesetzt sind.

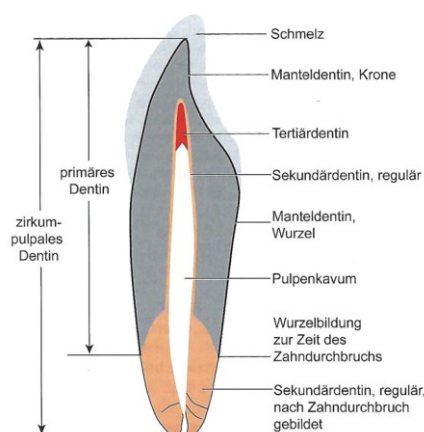


Abbildung 1 Schematische Darstellung zur Nomenklatur des Dentins.

Dentin unterscheidet sich in seiner chemischen Zusammensetzung stark von Zahnschmelz. Die Matrix stellt das organische Grundgerüst dar und setzt sich mehrheitlich aus Fasern,

die in eine amorphe Grundsubstanz eingelagert sind, zusammen. Der überwiegende Bauteil dieser Fasern ist Kollagen (29). Neben Typ V und Typ III (31) bildet Typ I Kollagen den Hauptbestandteil. Bei Kollagenproteinen gibt es hinsichtlich ihrer Zusammensetzung kaum Differenzen zwischen bleibenden Zähnen und Milchzähnen. Dentinphosphoproteine zählen neben Proteoglykanen, Glykoproteinen, Sialoproteinen und Mukoproteinen zu den nichtkollagenen Proteinen und weisen eine hohe Ca^{2+} -Bindungskapazität auf, welche eine wichtige Rolle für die Dentin Mineralisation spielt. Für die Bildung und das Wachstum von Hydroxylapatitkristallen, welche einen Großteil des Mineralanteils darstellen, sind Phospholipide essenziell. Einen wesentlich geringeren Anteil liefern Karbonate, Magnesium und Spurenelemente. Peritubuläres Dentin ist im Vergleich zu Manteldentin stärker mineralisiert. Recht homogen ist der Mineralgehalt im zirkumpulpalen Dentin verteilt (29).

Der Zahnschmelz ist härter als Dentin. Dieser Umstand erklärt sich durch den strukturellen Aufbau von Dentin. Manteldentin welches peripher liegt ist verhältnismäßig weich. Die maximale Härte kann in zentraler Richtung und im Hauptteil des Dentins gemessen werden (29), während sich die Härtewerte in Pulpanähe um 30 Prozent reduzieren (32). Im Vergleich zum normal gebildeten zirkumpulpalen Dentin ist sklerosiertes Dentin wesentlich härter (33).

Tabelle 1 fasst die physikalischen Eigenschaften von Dentin und Schmelz zusammen.

Tabelle 1 Physikalische Eigenschaften von Dentin und Schmelz
GN=Giganewton, MN=Meganewton

	Dentin	Schmelz
Spezifisches Gewicht	2,14	2,9
Härte (Knoop-Zahl)	64	296
Steifigkeit (E-Modul, Young)	12 GN/m ²	131 GN/m ²
Druckfestigkeit	262 MN/m ²	76 MN/m ²
Zugfestigkeit	33 MN/m ²	46 MN/m ²

7.6 Restaurative Materialien

7.6.1 Amalgam

Durch Zugabe von reinem Quecksilber zu einer pulverförmigen Silberlegierung entsteht Dentalamalgam. Eine geringe, aber permanente Quecksilberabgabe findet auch bei ausgehärteten Amalgamfüllungen statt. Durch Hochglanzpolitur ist es möglich diese Abgabe zu verringern, es kann jedoch erst nach Aushärtung des Materials durchgeführt werden. Innerhalb weniger Tage nach Einbringen der Restauration reduziert sich die Abgabemenge an Quecksilber drastisch. Aufgrund der Plazenta Gängigkeit ist Dentalamalgam bei Schwangeren kontraindiziert. Bei bestehender Nieren Funktionsstörung gilt dieser Werkstoff ebenfalls als kontraindiziert. Durch elektrogalvanische Korrosion bei Kontakt zu Metallinlays oder -kronen ist eine erhöhte Quecksilberabgabe zu erwarten (34).

In modifizierter Form gelten die Präparationsregeln nach Black, welche bereits 1889 für Goldhämmerfüllungen erstellt wurden, auch heute noch für Amalgamfüllungen. Black forderte ein Füllungsrand in habituelle saubere Zonen zu legen, um Sekundärkaries vorzubeugen. Aus heutiger Sicht ist eine zahnschonende Präparation zu bevorzugen (34).

Da Amalgamreste als Sondermüll klassifiziert werden, muss eine zahnärztliche Behandlungseinheit mit einem Amalgamabscheider ausgestattet sein (34).

Zusammensetzung:

Das für die Studiendurchführung verwendete Material ist HS – Stratosphere 2. Es handelt sich um eine dispergierte Amalgamlegierung, die sich aus einem Gemisch aus nadelförmigen und mikrofeinen sphärischen Eutect-Teilchen zusammensetzt. Dieses Amalgam ist Gamma-2 frei.

Legierungszusammensetzung:

- Silber (Ag): 69,2 %
- Zinn (Sn): 18,6 %
- Kupfer (Cu): 11,9 %

- Zink (Zn): 0,3 %

Die Verarbeitung ist vergleichbar mit herkömmlichem Amalgam, das bedeutet, es muss ein ausreichender Kondensationsdruck erzielt werden (35).

7.6.2 Nano Hybridkomposit und fließfähiges Komposit

Grundsätzlich handelt es sich bei beiden Arten von Komposit um einen zweiphasigen Werkstoff: Füllstoffe und Matrix. Letztere enthält neben Monomeren auch Initiatoren, Stabilisatoren und andere Zusatzstoffe. Der Füllstoffanteil beträgt ca. 44 – 88 Gewichtsprozent, entsprechend einem Matrixanteil von 12 – 56 %. Die Auswahl und Kombination von Monomeren haben einen erheblichen Einfluss auf die physikalischen und chemischen Eigenschaften zu welchen Polymerisationsschrumpfung, Viskosität und Biegefestigkeit zählen. Um eine lange Haltbarkeit von Restaurationen in der klinischen Anwendung zu ermöglichen, werden physikalische Festigkeit und Verschleißverhalten von Füllstoffen generiert. Parameter wie Röntgenopazität, Transluzenz und Abrasivität werden ebenfalls durch Füllstoffe gesteuert. Die Einteilung der Füllstoffe erfolgt nach ihrer Größe, wobei hier Mikrofüller, Makrofüller und die Gruppe der Hybridkomposite, eine Kombination der beiden Erstgenannten, differenziert werden. Fließfähige Komposite weisen einen niedrigen Füllstoffgehalt auf da sich bei erhöhten Füllstoffgehalt die Viskosität steigert (36).

Endzustand von Kompositen wird durch chemisches Aushärten oder Lichtbestrahlung erreicht. Im Zuge der Aushärtung schrumpfen Komposite und weisen einen hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten auf.

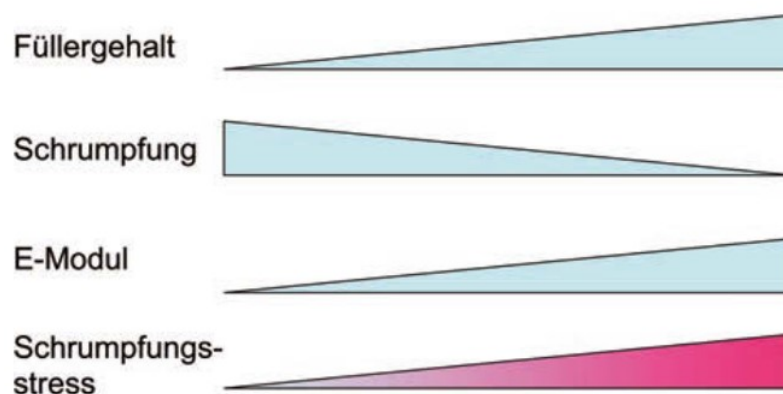


Abbildung 2 Korrelation zwischen anorganischem Füller-Gehalt, E-Modul und Schrumpfungstress.

Ursprünglich für die Frontzahn Restaurationen entwickelt, werden sie heute aufgrund von Materialverbesserungen auch für Seitenzahnbereich Restaurationen herangezogen.

Kontraindikationen für das Legen von Komposit Füllungen sind keine ausreichende Feuchtigkeitkontrolle und Allergien gegen Bestandteile des Komposits.

Aufgrund der adhäsiven Verankerung entfallen die Präparationsregeln Retentions- und Widerstandsform. Nach Vorbehandlung des Dentins mittels Säure und Primer werden Dentinhaftmittel appliziert und durch Lichtbestrahlung vorgehärtet (34).

Als Beispiel für ein Nano Hybridkomposit wurde Tetric EvoCeram von Ivoclar Vivadent verwendet. Es gilt als universelles Komposit mit Indikation für Front- und Seitenzahnbereich. Tetric EvoCeram kombiniert unterschiedliche Füller und Füllergrößen (37).

Standard-Zusammensetzung Tetric EvoCeram (38):

- | | |
|--|----------------|
| • Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Ethoxiliertes Bis-EMA | 18,8 (Gew.-%) |
| • Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid | 48,5 (Gew.-%) |
| • Präpolymer | 34 (Gew.-%) |
| • Additive | 0,4 (Gew.-%) |
| • Katalysatoren und Stabilisatoren | 0,3 (Gew.-%) |
| • Pigmente | < 0,1 (Gew.-%) |

Physikalische Eigenschaften Tetric EvoCeram (38):

- | | |
|--------------------------|-----------|
| • Biegefestigkeit | 120 MPa |
| • Biegemodul | 10000 MPa |
| • Druckfestigkeit | 250MPa |
| • Vickershärte HV 0.5/30 | 580 MPa |

TetricEvoFlow ebenfalls von Ivoclar Vivadent wurde als fließfähiges Komposit getestet.

Standard-Zusammensetzung Tetric EvoFlow (38):

- | | |
|---|---------------|
| • Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Decandioldimethacrylat | 37,6 (Gew.-%) |
|---|---------------|

- Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Hochdisperses Siliziumdioxid, silanisiert 41,1 (Gew. -%)
- Präpolymer 20,4 (Gew. -%)
- Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren 0,9 (Gew. -%)
- Pigmente < 0,01 (Gew. -%)

Physikalische Eigenschaften Tetric EvoCeram (38):

- Biegefestigkeit 114 MPa
- Biegemodul 5100 MPa
- Druckfestigkeit 260MPa
- Vickershärte HV 0.5/30 320 MPa

7.6.3 Metallverstärkter (silberverstärkter) Glasionomerzement

Aufgrund der chemischen Eigenschaften von Glasionomerzementen entsteht eine Haftung mit Dentin aber auch mit Zahnschmelz, was zu einer randspaltfreien Restauration führt. Herkömmliche Glasionomerzemente sind nicht abrasionsfest und daher auch nicht polierbar. Indikationen findet sich im Milchgebiss, als Unterfütterungsmaterial oder auch für Stumpfaufbauten vor Kronenpräparation (34).

Für die Studiendurchführung wurde ein metallverstärkter Glasionomerzement (Ketac Silver, 3M™) verwendet. Dieses Produkt zeichnet sich durch thermische und elektrische Isolator Eigenschaften aus. Zur Verbesserung der physikalischen Eigenschaften sind Silberpartikel in das Glas ein gesintert und es ist keine Amalgamfeilung enthalten (39).

Indikationsspektrum für Ketac Silver:

- Stumpfaufbauten unter Kronen
- Permanente Füllungen der Klasse I und V
- Milchzahnfüllungen

7.6.4 Dentalgold

Als Studienmaterial wurde die hochgoldhaltige Legierung Degulor C von DeguDent GmbH verwendet.

Die Einteilung der Goldlegierungen erfolgt in die Typenklassen 1 – 4, welche durch die Vickers – Härteprüfung charakterisiert werden. Für Verarbeitungs – und Festigkeitseigenschaften werden bei hochgoldhaltigen Legierungen Edelmetalle und Nichtedelmetalle, wie Palladium, Kupfer, Zinn, Zink und Indium, beigemischt. Die höchste mechanische Festigkeit wird durch Palladium erreicht. In Kombination mit der Goldmatrix wird hier eine neue Gitterstruktur ausgebildet. Gleiches gilt für Platin, wobei damit nicht so hohe Festigkeitswerte, wie sie bei Palladium zu finden sind, erzielt werden können. Es gilt als erwiesen, dass durch Zusatz von Metallen aus der Platingruppe die Parameter Festigkeit, Duktilität und Kornfeinung verbessert werden. Kupfer und Zinn führen ebenfalls zu einer Steigerung der Festigkeit. Zinn findet, aufgrund der erhöhten Korrosionsneigung, nur als Ergänzung Anwendung. Alle weiteren Legierungsbestandteile dienen hauptsächlich der Kornfeinung (40).

Standard-Zusammensetzung (Degulor C, DeguDent GmbH, Deutschland) (41):

• Gold	74%
• Platin	2,4%
• Palladium	2 %
• Iridium	0,1%
• Silber	13,5%
• Kupfer	7 %
• Zink	1%
• Die Vickershärte HV 5:	160MPa

7.6.5 Titan

Der Werkstoff Titan wird in der Implantologie verwendet. Unterschiedliche mikromechanische und chemische Oberflächenveränderungen von Titan führen zu einer besseren Einheilung im Knochen (34). Eine weitere Indikation für Titan in der Zahnmedizin ist die CAD/CAM Technik. In dieser Studie wurden die Titan-Frä blanks DC Titan Grad 4 getestet. Die Indikationen dieses Materials sind sowohl Kronen- und Brückentechnik im Front- und Seitenzahnbereich als auch die Herstellung von Abudments und Konstruktionselementen (42).

Die Zusammensetzung des Materials besteht aus über 99% aus Titan.

Technische Eigenschaften (42):

- Vickers – Härte HV 5: >200MPa
- Dehngrenze: 504MPa
- Zugfestigkeit: 599MPa
- Elastizitätsmodul: 110GPa

7.6.6 Polyetheretherketon (PEEK)

Zur Versuchsdurchführung wurde breCAM.BioHPP[®] des Herstellers Bredent GmbH & Co.KG verwendet.

Hierbei handelt es sich um einen teilkristallinen, thermoplastischen und hochtemperaturbeständigen Hochleistungskunststoff auf Polyetheretherketon Basis. Diese Basis besteht aus anorganischen, gebundenen Mikropartikeln mit einer Größe von 0,5 µm. Das Indikationsspektrum von PEEK BioHPP erstreckt sich von festsitzenden- über herausnehmbaren Zahnersatz bis hin zur Implantatprothetik (45).

Mechanische Eigenschaften (45):

- Elastizitätsmodul: 4200 – 4800MPa
- Biegefestigkeit: 180 – 185MPa
- Oberflächenpolierbarkeit: < 0,02µm

7.6.7 Zirkon

Als Testmaterial wurde im Rahmen der Studie Z-CAD® HD der Firma Metoxit verwendet. Aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften erzielt Zirkoniumdioxid eine einzigartige Stellung unter den verschiedenen Oxidkeramiken (47). Zu diesen Eigenschaften zählen eine sehr gute Korrosions- und Verschleißfestigkeit und ebenso eine Biegefestigkeit von 800 bis 1000 MPa. Durch Zahnärztliche Behandlungen, wie Schleifen oder Sandstrahlen, können Umwandlungen im Oberflächenbereich ausgelöst werden, welche zu einer Volumenzunahme von durchschnittlich 4,5% führen. Die dabei entstehende Druckspannung an der Oberfläche führen zu einem Verschluss der Risspitzen und erhöhen den Widerstand gegen eine weitere Ausbreitung (44).

Mechanische Eigenschaften (48):

- Elastizitätsmodul: < 200 GPa
- Biegefestigkeit: < 1100 MPa
- Bruchzähigkeit: 5 MPa m^{1/2}

7.6.8 Glaskeramik

Als Probe für eine Glaskeramik wurde IPS e.max CAD von Ivoclar Vivadent verwendet. Dabei handelt es sich um einen Lithium-Disilikat Glaskeramikkblock für die CAD/CAM Technologie. Indikationen sind Kronen, Inlays, Onlays, Veneers, dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren als endständigen Zahn und implantatgetragene Hybrid – Versorgung (49).

Mechanische Eigenschaften (49):

- Biegefestigkeit: < 530 MPa
- Bruchzähigkeit: 2,11 MPa m^{1/2}

7.6.9 Feldspartkeramik

Bei dem Versuch wurde als Probe ein VITABLOCS Mark II verwendet. Indikationsspektrum sind kleine ästhetische Rekonstruktionen wie Inlays, Onlays und Teilkronen (50).

Mechanische Eigenschaften (50):

- Biegefestigkeit: 154 MPa
- Elastizitätsmodul: 45 GPa

7.6.10 Hybridkeramik

Als Beispiel für diesen Werkstoff wurde Vita Enamic des Herstellers Vita Zahnfabrik verwendet. Es handelt sich um eine Keramik-Polymer-Netzwerkstruktur. Das Indikationsspektrum umfasst substanzschonende Rekonstruktionen mit reduzierter Wandstärke, hochbelastbare Seitenzahnkronen bei limitierten Platzangebot, Versorgung kleinerer Defekte, wie beispielsweise indirekte Zahnhalsfüllungen, oder grazile Inlays, minimalinvasive Rekonstruktionen von Kauflächen und auch als monolithische Verblendstruktur (50).

Mechanische Eigenschaften (50):

- Biegefestigkeit: 150 - 160 MPa
- Elastizitätsmodul: 30 GPa

8 Material und Methoden

8.1 Ethikvotum

Im Rahmen der dieser Diplomarbeit zugrunde liegenden Studie wurden bereits extrahierte Zähne zur Probenherstellung für die anschließenden Pulverbestrahlungen herbeigezogen. Der Nutzen dieser Studie ergibt sich vor allem aus dem Erkenntnisgewinn, um für restaurative Materialien und vor allem Zahnschmelzen das geeignetste Pulver beim Air Polishing Treatment zu verwenden.

Die extrahierten Zähne wurden im klinischen Betrieb der Erstaufnahme der Universitätsklinik für Zahnmedizin in Graz gesammelt. Dafür wurden sie nach der Extraktion in einer geeigneten Lösung eingelegt, um sie bis zur Probenverarbeitung zu desinfizieren. Die schriftliche Einwilligung zur Untersuchung für Forschung und Lehre an extrahierten Zähnen wird an der Universitätsklinik für Zahnmedizin routinemäßig von jeder Patientin und jedem Patienten eingeholt. Da es sich um Proben humanen Ursprungs handelt, wurde ein Ethikantrag gestellt. Die Prüfung erfolgte durch die zuständige Ethik Kommission der Medizinischen Universität Graz und wurde mit dem Votum 34-123 ex 21/22 am 12.05.2022 positiv bewertet.

8.2 Bestrahlungspulver

8.2.1 AirFlow Plus Pulver

Die Indikationen dieses Air Polishing Pulvers umfassen sowohl die supragingivale als auch die subgingivale Reinigung. Darin enthalten ist 0,3% Chlorhexidin mit einer antibakteriellen Wirkung und der Inhaltsstoff Erythritol mit einer Partikelgröße von 14 µm (25).

In Tabelle 2 finden sich die Einstellungen für die Studiendurchführung mit AirFlow Prophylaxe Master.

Tabelle 2 Einstellungen für Pulverbestrahlung mit AirFlow Plus Pulver

Einstellungen AirFlow® Plus	
Arbeitswinkel	80 Grad
Arbeitsabstand	4 mm
Stärkegrad (AIRFLOW®)	Stufe 10
Pulver	AirFlow® Plus
Partikelgröße	14 µm
Bestrahlungszeit je Probe	1 Sekunde und 3 Sekunden

8.2.2 AirFlow Perio Pulver

Die Basis dieses Bestrahlungspulvers bildet Glycin, eine nicht essenzielle Aminosäure. Die Partikelgröße umfasst 25 µm (26). Es handelt sich um ein weißes, geruchloses Pulver in festem Aggregatzustand. Sein pH-Wert liegt bei 5,9 (27).

Tabelle 3 Einstellungen für Pulverbestrahlung mit AirFlow Perio Pulver

Einstellungen AirFlow® Perio	
Arbeitswinkel	80 Grad
Arbeitsabstand	4 mm
Stärkegrad (AIRFLOW®)	Stufe 10
Pulver	AirFlow® Perio
Partikelgröße	25 µm
Bestrahlungszeit je Probe	1 Sekunde und 3 Sekunden

8.3 Materialien und Durchführung

Vorbild für dieser Arbeit ist die Studie von Barnes et al. (18). Das hier verwendete Studienprotokoll (siehe Anhang) wurde im Vergleich zu Barnes hinsichtlich der Lagerung vor Versuchsdurchführung als auch von den Bestrahlungszeitintervallen adaptiert. Anstelle der Probenlagerung bei 37 Grad Celsius bei Barnes, wurde in dieser Studie die Probe dem Thermocyclingprozess unterzogen.

In dieser Studie wurden 13 verschiedene Materialien getestet: menschliches Dentin, Milchzahnschmelz, Amalgam, Nano-Hybrid-Komposit, fließfähiges Komposit, metallverstärkter Glasionomermaterial, Titan (Grad IV), dental Gold, PEEK, Zirkon, Hybridkeramik (Vita Enamic), Feldspatkeramik (Vita Mark II) und Lithiumdisilikat

Glaskeramik (IPS e.max CAD). Von jeder Materialgruppe wurden jeweils fünf Proben hergestellt. Daraus resultieren die 65 untersuchten Proben. Nach abgeschlossener Vorbehandlung (siehe Kapitel 8.5.1) wurde jede Probe mit einem adhäsiven Harzzement (DTK Adhesive, Bredent GmbH & Co.KG, Deutschland) gemäß den Herstellerempfehlungen auf einem Objektträger fixiert (siehe Abbildung 3).



Abbildung 3 DTK – Kleber zur Fixierung der Proben an Objektträger.

8.3.1 Herstellung und Vorbehandlung der Proben

Die Werkstoffe Nano-Hybrid-Komposit und die fließfähigen Komposit-, Amalgam- und metallverstärkten Glas-Ionomer-Zemente wurden in Probenformen appliziert und entsprechend ihrer Verarbeitungskriterien hergestellt. Die beiden Komposite wurden 20 Sekunden lang mit einem Lichthärtungsgerät (Polymerisationslampe) polymerisiert. Anschließend wurden die Proben aus der Form gelöst. Amalgam und auch der metallverstärkte Glas-Ionomer-Zement wurden bis zum Erreichen der Aushärtung in der Probenform belassen und anschließend, ebenso wie die Komposite, aus dieser gelöst.

Für die Titan-, Zirkondioxid- und PEEK-Proben wurden mit einer 5-Achsen-Fräsmaschine (VHF camfacture AG, Deutschland) aus einer Ronde kleine Blättchen gefräst. Diese wurden in dieser Form aus der Ronde gelöst und direkt als Proben verwendet.

Für die Probenherstellung humanen Ursprungs, wie Hybridkeramik (Vita Enamic), Feldspartkeramik (Vita Mark II) und Lithiumdisilikat Glaskeramik (IPS e.max CAD), wurde eine wassergekühlte Diamantbandsäge verwendet. Die extrahierten Zähne wurden in Blättchen mit einer Größe von einem Zentimeter im Durchmesser und 4mm Dicke zugeschnitten. Bei adulten Zähnen wurden diese Blättchen aus dem Dentin und bei

Milchzähnen aus dem Schmelz gewonnen. Bei Hybridkeramik (Vita Enamic), Feldspatkeramik (Vita Mark II) und Lithiumdisilikat Glaskeramik (IPS e.max CAD) stellte die Ausgangsform einen CAD/CAM – Block dar. Aus einem solchen wurden 4 mm dicke Blättchen mittels Diamantbandsäge heruntergeschnitten (siehe Abbildung 4A).

Um eine einheitliche Ausgangsbasis zu schaffen, wurde jede Probe einer Oberflächenbehandlung unterzogen. Um die Proben zu parallelisieren und gleichmäßig zu bearbeiten, wurde ein mehrstufiges Nassschleifverfahren mit Korngrößen von 320, 800 und 1200 verwendet. Angewendet wurde der Tellerschleifer EcoMet 30 des Herstellers Buehler mit austauschbarem Schleifpapier in den oben angeführten Körnungsgößen (siehe Abbildung 4D).

Nach der Herstellung der Proben wurden diese einem Thermocycling-Prozess (Kausimulator CS-4.8, SD Mechatronik, Deutschland) für 10.000 Zyklen unterzogen, um den natürlichen Alterungsprozess zu simulieren. Für jeden Zyklus wurden die Proben zunächst 30 Sekunden lang von kaltem Wasser (5 Grad Celsius) umspült. Nach einer kurzen Pause von 10 Sekunden wurden die Proben 30 Sekunden lang in warmes Wasser (55 Grad Celsius) gelegt (siehe Abbildung 4C). Die Einstellung des Kausimulators erfolgte über das systemeigene Softwareprogramm (siehe Abbildung 4B). Diese Methode der Probenvorbehandlung zur künstlichen Alterung ist in ähnlichen aufgebauten Studien von Barnes et al., Janiszewska-Olszowska et al. und Reinhart et al. (18, 19, 52) nicht berücksichtigt und stellt eine Erweiterung der derzeit in der Literatur beschriebenen Studienprotokolle dar.

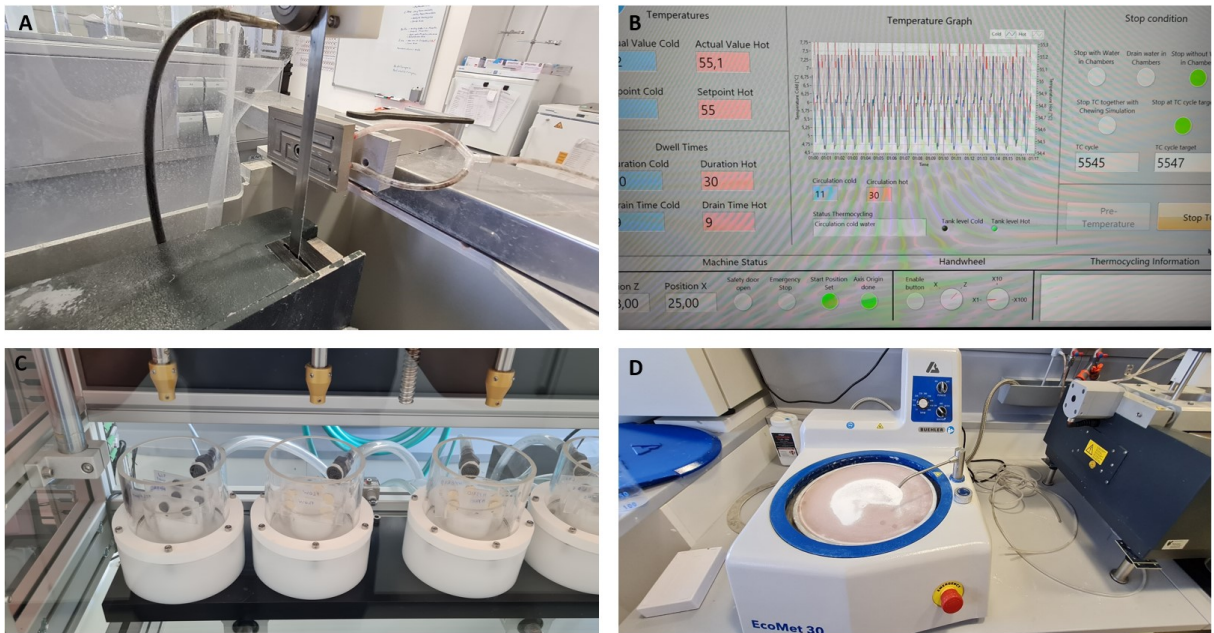


Abbildung 4 A: Diamantbandsäge zur Probenherstellung. B: Software zur Einstellung der Thermocycling Parameter. C: Thermocycling mittels Kausimulator CS-4.8. D: Tellerschleifmaschine (EcoMet 30).

8.3.2 Direkte Materialtestung

Für die Polierbehandlung mit dem Pulver-Wasserstrahl-Gerät (AirFlow® Prophylaxis Master, EMS, SA, Switzerland) mit AirFlow® Plus- und AirFlow® Perio-Pulvern wurde eine spezielle Halterung gebaut, die einen Abstand von 4 mm und einen Winkel von 80 Grad zur Probe hat (siehe Abbildung 5A und B).

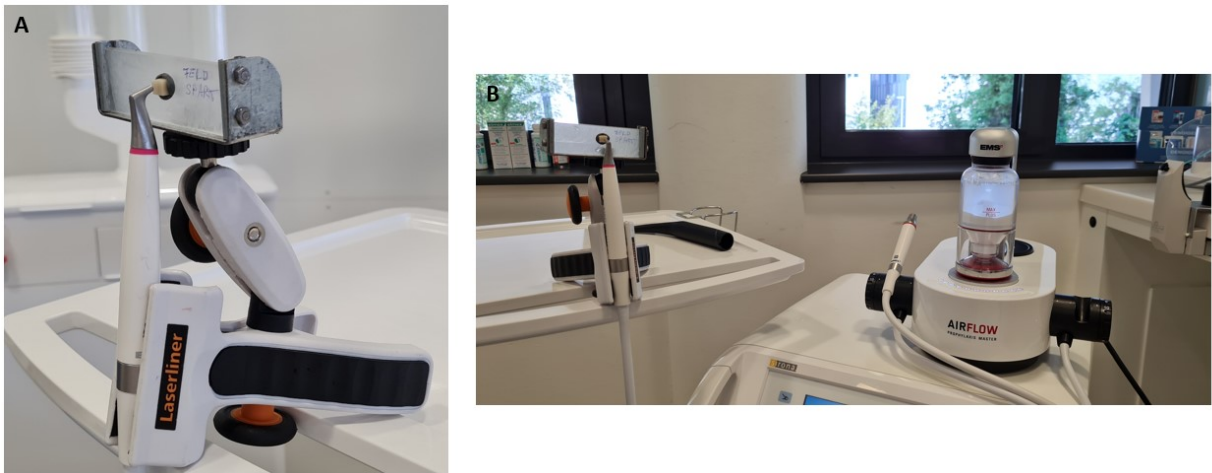


Abbildung 5 A: Versuchsdurchführung mit Halterung und Handstück. B: Gesamtversuchsaufbau mit AirFlow® Prophylaxis Master.

Jedes Material wurde mit den beiden Pulvern für eine und drei Sekunden bestrahlt. Um eine Referenzgruppe zu bilden, wurde jedes Material mit Wasser für die genannte Referenzzeit bestrahlt. Daraus ergibt sich die Probenanzahl von fünf Stück pro Material. Nach der Polierbehandlung wurde das Alicona Infinite Focus Auflichtmikroskop zur Messung der Oberflächenrauheit verwendet (siehe Abbildung 6).

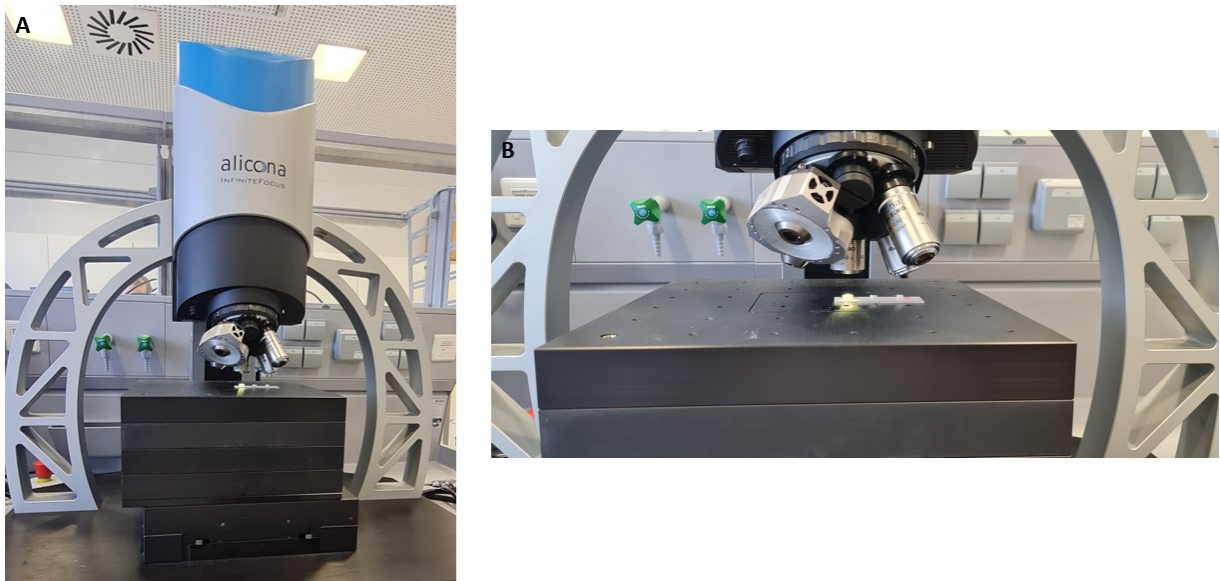


Abbildung 6 A und B: Alicona Infinite Focus Auflichtmikroskop.

Für jede Probe wurden fünf Einzelbildmessungen durchgeführt und aus jeder Einzelbildmessung wurden fünf Ra-Messungen (=arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche) erstellt (siehe Abbildung 7 A und B).

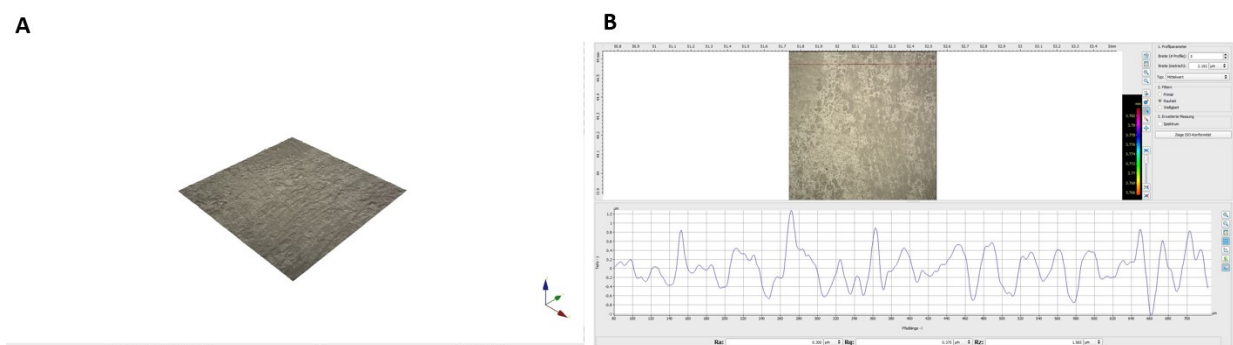


Abbildung 7 A: Einzelbildmessung. **B:** Ra-Messung auf Basis der Einzelbildmessung von A (Probe Dentin adult).

Laut der DIN EN ISO 4287 sind Profilkenngrößen der Einzelmessstrecke definiert. Auf Basis dieser Einzelmessstrecken werden die Rauheitskenngrößen errechnet. Der arithmetische Mittenrauwert (Ra) stellt die mittlere Abweichung des Profils von der Mittellinie dar. Er findet Verwendung bei der Überwachung von Oberflächenveränderungen durch Verschleiß, wie beispielweise durch Werkzeug induziert, und zählt zu den ältesten Rauheitskenngrößen. Grundsätzlich regiert diese Kenngröße nur schwach auf einzelne Störungen, hervorgerufen durch ungünstige Umgebungsverhältnisse während der Messung, oder die Verwendung sehr einfacher Oberflächenmessgeräte. Das

Erkennen von verschiedenen Profilformen als auch die Unterscheidung zwischen Spitzen und Riefen ist ihm nicht möglich (51).

Diese Ra-Messungen wurden später zum Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Materialien herangezogen. Insgesamt wurden 325 Einzelaufnahmen und 1625 Ra Messungen durchgeführt.

9 Ergebnisse – Resultate mit graphischen Darstellungen

9.1 Vergleich: EMS Plus – Wasser für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit

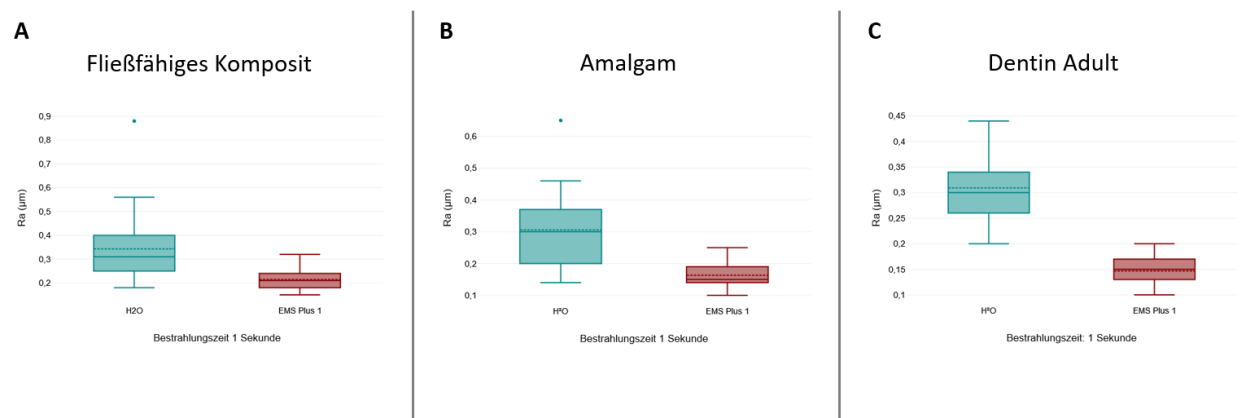


Abbildung 8: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei fließfähigem Komposit, Amalgam und Dentin adult.

Die Oberflächenrauheit (Ra) für die Materialien Dentin, Milchzahnschmelz, Dentalamalgam, fließfähiges Komposit, Titan und Gold im Vergleich zwischen AirFlow® Plus und Wasser bei einer Bestrahlungszeit von einer Sekunde zeigt einen statistisch hoch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$).

Wie in Abbildung 8 ersichtlich, zeigen die Materialien fließfähiges Komposit (A), Amalgam (B) und adultes Dentin (C) nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus für eine Sekunde einen niedrigeren arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche als nach Bestrahlung mit Wasser für denselben Zeitparameter.

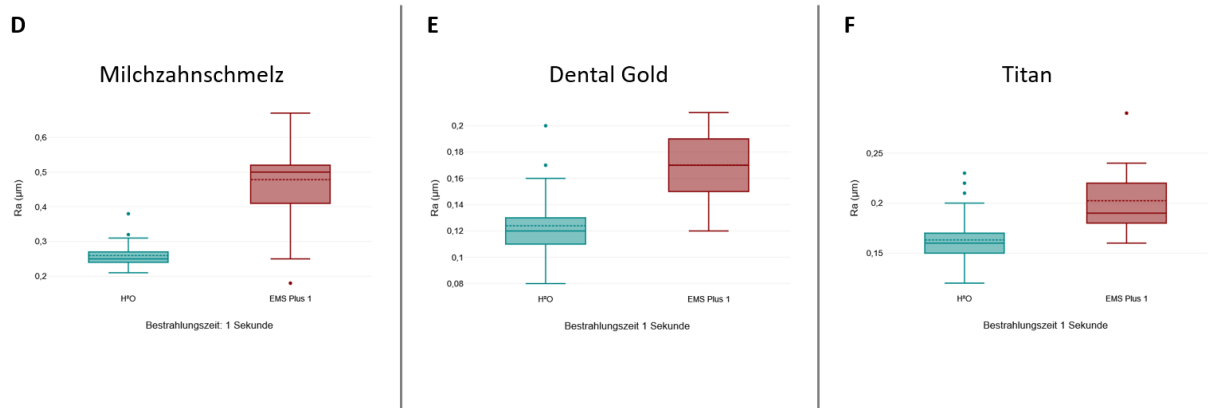


Abbildung 9: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Milchzahnschmelz, dental Gold und Titan.

Auch die Materialien Milchzahnschmelz (D), Dental Gold (E) und Titan (F) in Abbildung 9 weisen einen hohen statistisch signifikanten Unterschied auf. Im Gegenteil zu den drei vorgenannten Materialien wird aber nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus ein höherer Ra-Wert erzielt.

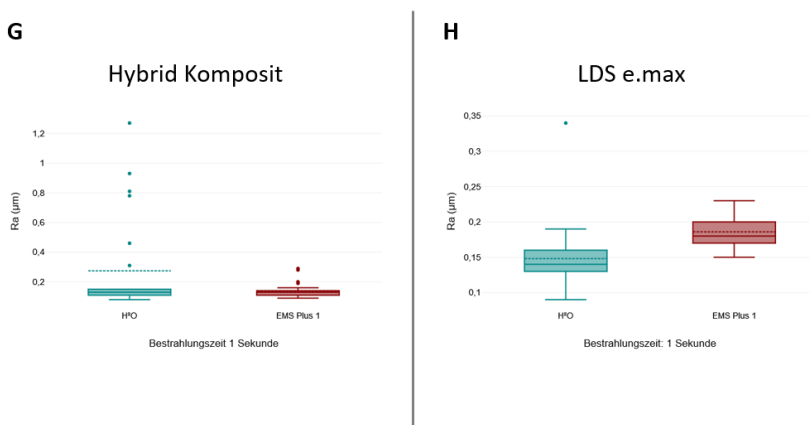


Abbildung 10: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Hybridkomposit und Lithiumdisilikat Glaskeramik.

Wie in Abbildung 10 ersichtlich, zeigen Hybridkomposit ($p = 0,047$) und Lithiumdisilikat ($p = 0,001$) einen statistisch signifikanten Unterschied.

Bei dem Material Hybridkomposit (G) ist vor allem nach der Bestrahlung mit Wasser eine größere Spannbreite der einzelnen Messpunkte ersichtlich. Bei der Lithiumdisilikat Glaskeramik (H) wurde nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus für eine Sekunde ein höherer Ra-Wert erzielt im Vergleich zu Wasser mit derselben Bestrahlungszeit.

Hybridkeramik (p-Wert = 0,108), metallverstärkter GIZ (p-Wert = 0,786), Zirkon (p-Wert = 0,828), Feldspat Keramik (p-Wert = 0,086) und PEEK (p-Wert = 0,074) zeigen keinen statistisch signifikanten Unterschied.

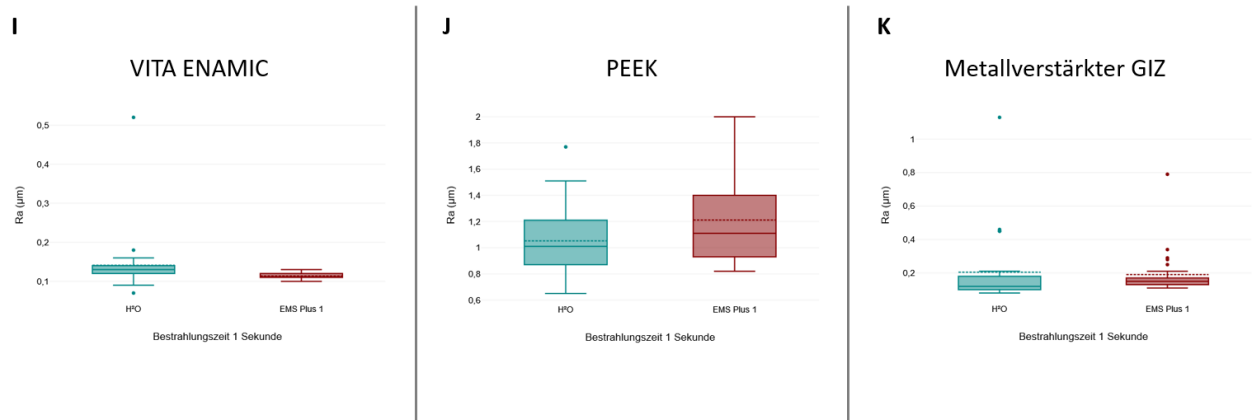


Abbildung 11: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Hybridkeramik, PEEK (BioHPP) und metallverstärktem Glasionomerzement.

Bei den Materialien Hybridkeramik (I), PEEK (J) und metallverstärktem Glasionomerzement (K) in Abbildung 11 konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p > 0,05$).

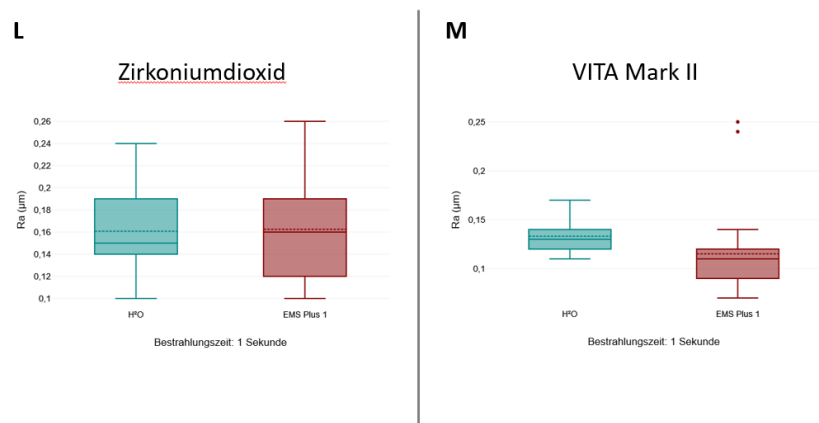


Abbildung 12: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 1 Sekunde bei Zirkon und Feldspatkeramik.

Auch bei den Materialien Zirkon (L) und Feldspatkeramik (VITA Mark II) (M) in Abbildung 12 wurde kein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) eruiert.

9.2 Vergleich: EMS Plus – Wasser für jeweils drei Sekunde Bestrahlungszeit

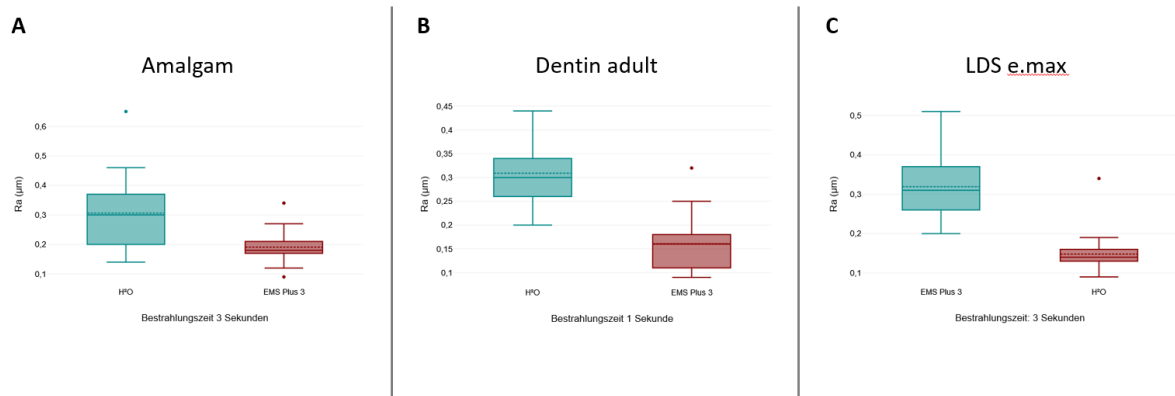


Abbildung 13: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam, Dentin adult und Lithiumdisilikat Glaskeramik.

Die Oberflächenrauheit (Ra) für die Materialien Dentin, Dentalamalgam, Hybrid-Komposit, Titan, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Zirkon, Feldspartkeramik (VITA Mark II) und PEEK im Vergleich von AirFlow® Plus mit Wasser bei einer Bestrahlungszeit von drei Sekunden zeigt einen hohen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$).

Abbildung 13 enthält die Ergebnisse der Materialien Amalgam (A), adultes Dentin (B) und Lithiumdisilikat Glaskeramik (C). Nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus im Vergleich zu Wasser und der Bestrahlungszeit von drei Sekunden konnte jeweils ein statistisch hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) festgestellt werden. Die Ra-Werte liegen nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus im Vergleich zu Wasser deutlich niedriger.

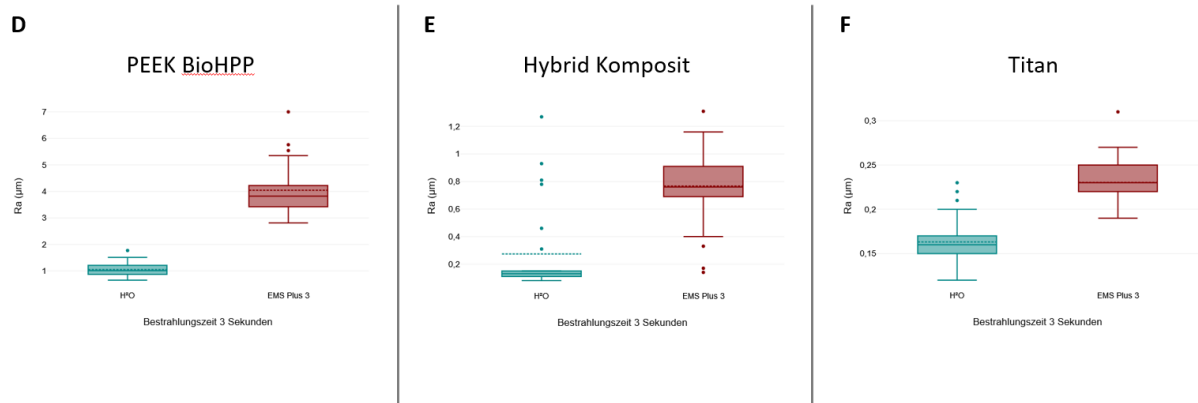


Abbildung 14: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei PEEK (BioHPP), Hybridkomposit und Titan.

Bei den Materialien in Abbildung 14 PEEK BioHPP (D), Hybrid-Komposit (E) und Titan (F) zeigt sich nach der Bestrahlung mit AirFlow® Plus im Vergleich zu Wasser für eine Bestrahlungszeit von drei Sekunden ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied. Bei diesen Materialien wurde im Mittel ein höherer Ra-Wert nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus erzielt.

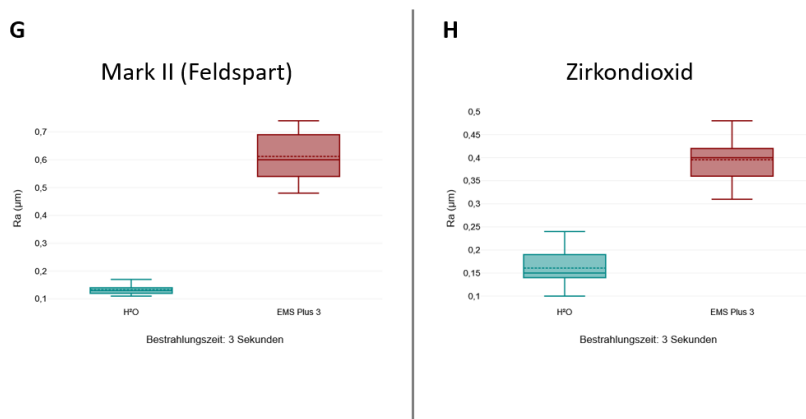


Abbildung 15: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Feldspatkeramik und Zirkon.

Auch bei den Materialien Feldspatkeramik (G) und Zirkon (H) in Abbildung 15 konnte ein signifikanter Unterschied nach Bestrahlung für drei Sekunden mit AirFlow® Plus und Wasser festgestellt werden. Die erzielten Ra-Werte lagen nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus höher.

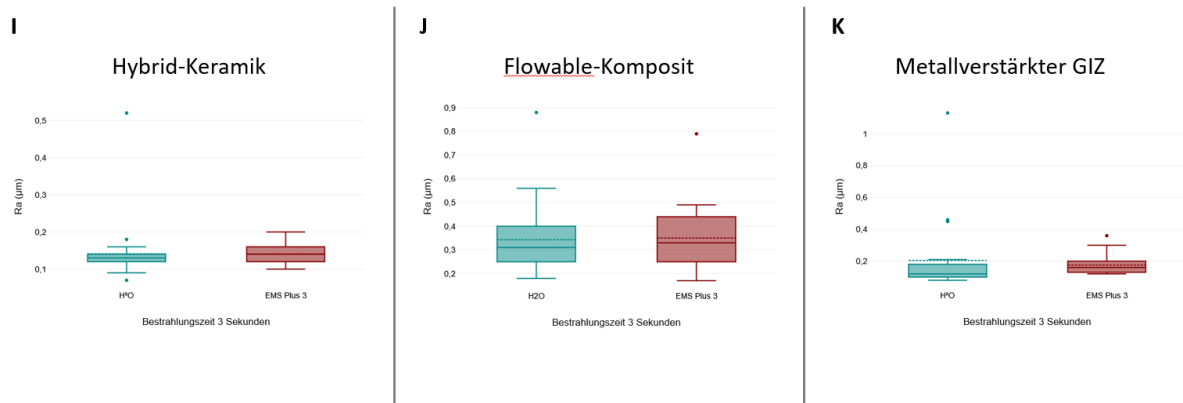


Abbildung 16: Boxplot Vergleich H²O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Hybridkeramik, fließfähigem Komposit und metallverstärktem Glasionomerzement.

Hybridkeramik (p-Wert = 0,982), fließfähiges Komposit (p-Wert = 0,861), metallverstärkter Glasionomerzement (p-Wert = 0,533), Milchzahnschmelz (p-Wert = 0,289) und Gold (p-Wert = 0,365) zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied.

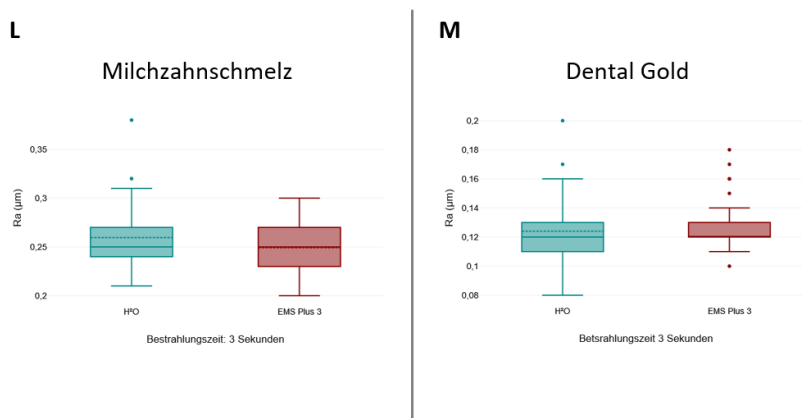


Abbildung 17: Boxplot Vergleich H²O – EMS Plus Pulver für 3 Sekunden bei Milchzahnschmelz und dental Gold.

Bei den Materialien Hybrid-Keramik (I), fließfähigen Komposit (J), metallverstärkter Glasionomerzement (K), Milchzahnschmelz (L) und dental Gold (M) konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden.

9.3 Vergleich: EMS Perio – Wasser für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit

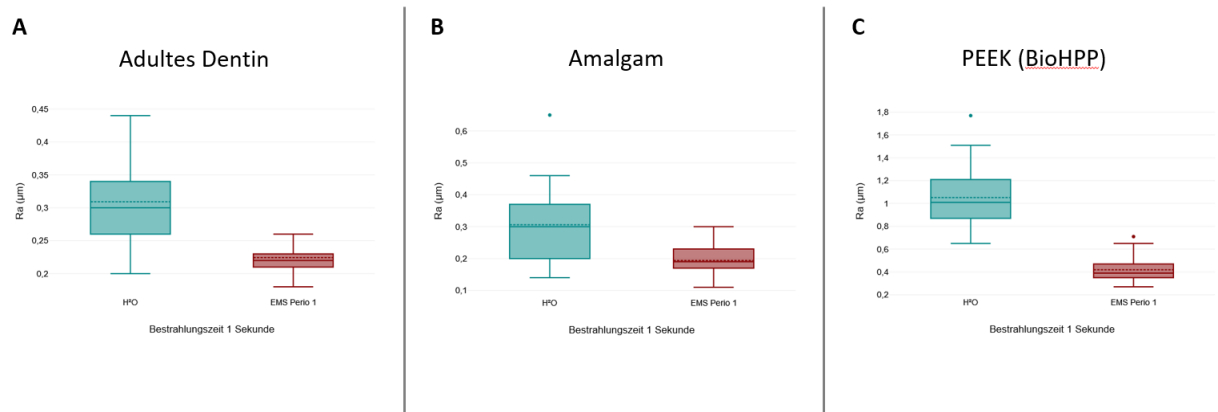


Abbildung 18: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei adultem Dentin, Amalgam und PEEK (BioHPP)

Die Oberflächenrauheit (Ra) für die Materialien Dentin, Dentalamalgam, PEEK (BioHPP), Hybrid-Komposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Milchzahnschmelz, Zirkon, und Feldspartkeramik im Vergleich von AirFlow® Perio mit Wasser bei einer Bestrahlungszeit von einer Sekunde zeigte einen hohen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$).

Bei den Materialien in Abbildung 18, adultes Dentin (A), Amalgam (B) und PEEK der Firma BioHPP (C), zeigt sich ein statistisch hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$), wobei bei diesen Materialien nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio für eine Sekunde ein niedrigerer Ra – Mittelwert gemessen wurde.

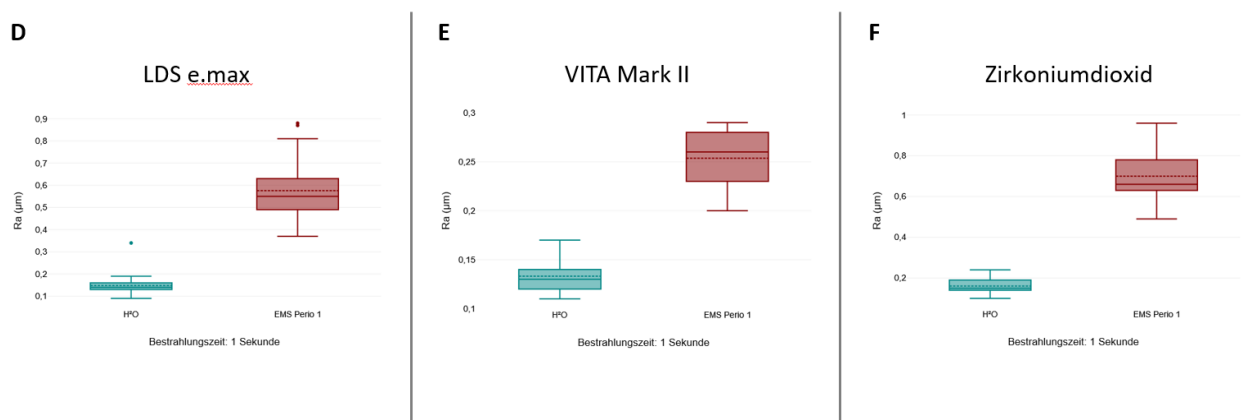


Abbildung 19: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Lithiumdisilikat Glaskeramik, Feldspartkeramik und Zirkon.

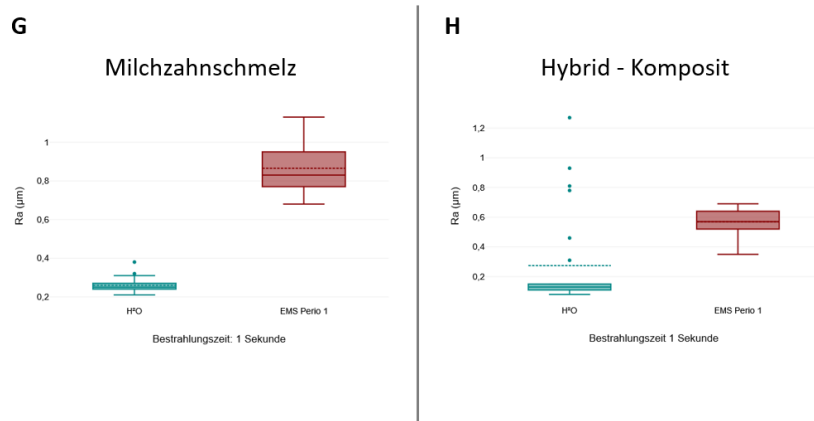


Abbildung 20: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Milchzahnschmelz und Hybridkomposit.

Bei den Materialien Lithiumdisilikat Glaskeramik (D), Vita Mark II (E), Zirkon (F) in Abbildung 19 und Milchzahnschmelz (G) und Hybridkomposit (H) in Abbildung 20 wurde ebenfalls ein statistisch hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) gemessen. Nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio für eine Sekunde zeigte sich ein höherer Ra- Mittelwert im Vergleich zur Bestrahlung mit Wasser für den gleichen Zeitraum.

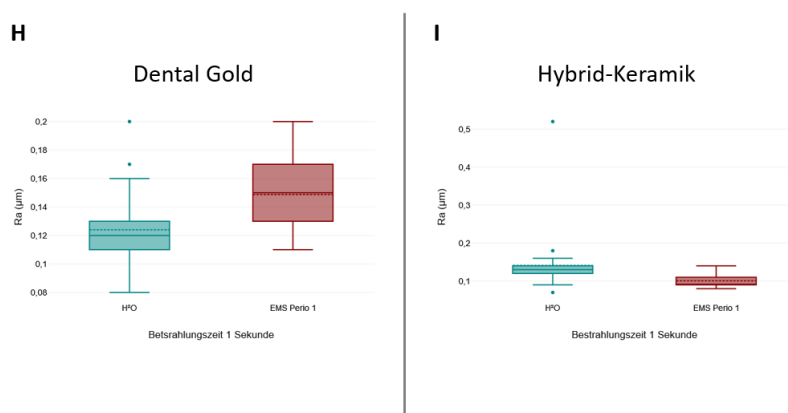


Abbildung 21: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei dental Gold und Hybridkeramik.

Wie in Abbildung 21 ersichtlich, weisen sowohl der Werkstoff Gold mit einem p-Wert von 0,001 als auch die Hybrid-Keramik mit einem p-Wert von 0,022 statistisch signifikante Unterschiede auf.

Bei den Werkstoffen Gold (H) und Hybrid – Keramik (I) wurde ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt. Nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio für eine Sekunde zeigte Gold einen höheren und Hybrid – Keramik einen niedrigeren Ra- Mittelwert als nach Bestrahlung mit Wasser.

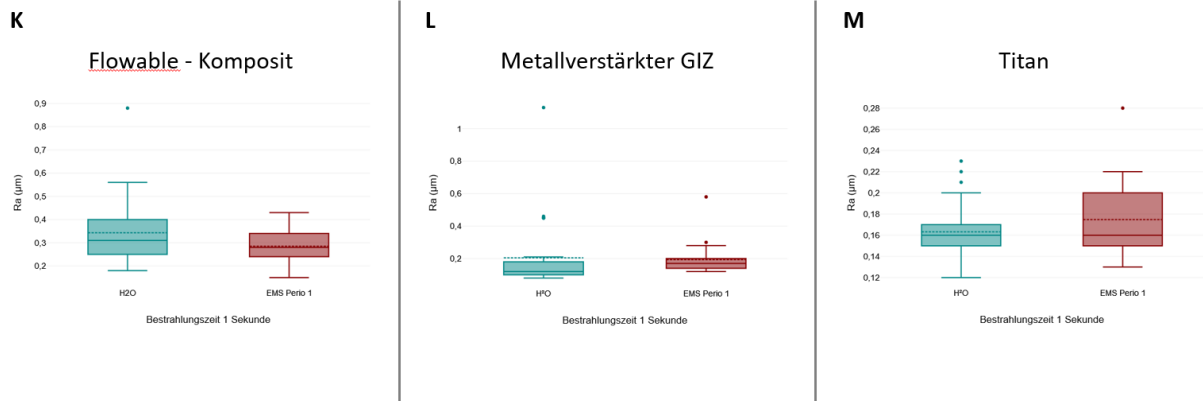


Abbildung 22: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei fließfähigem Komposit, metallverstärktem Glasionomermzement und Titan.

Kein statistisch signifikanter Unterschied konnte bei den Materialien fließfähiger Komposit ($p = 0,093$), metallverstärkter Glasionomermzement ($p = 0,819$) und Titan ($p = 0,213$) eruiert werden (siehe Abbildung 22).

Kein statistisch signifikanter Unterschied konnte bei den Materialien fließfähiger Komposit, metallverstärkter Glasionomermzement und Titan festgestellt werden.

9.4 Vergleich: EMS Perio – Wasser für jeweils drei Sekunden Bestrahlungszeit

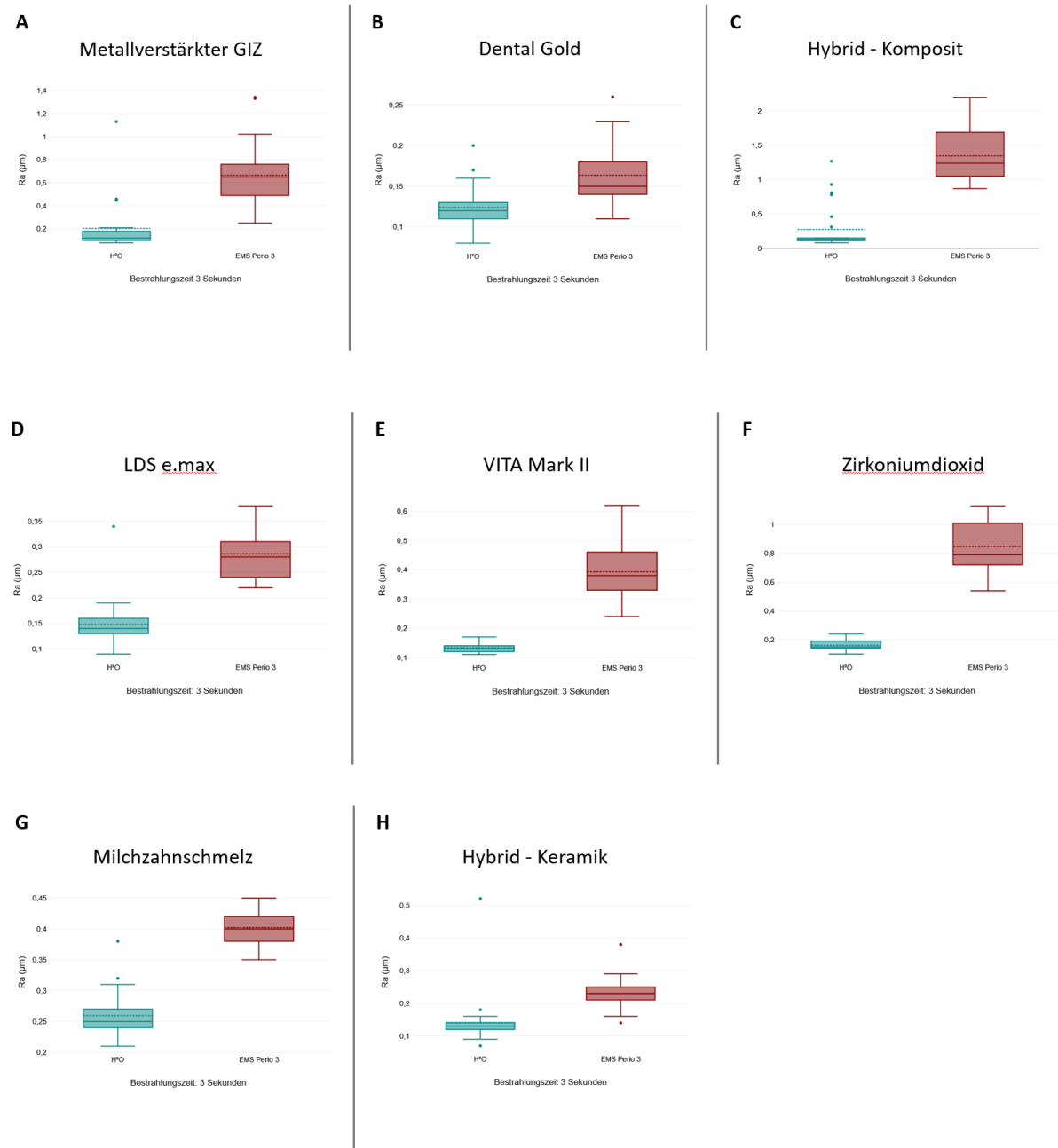


Abbildung 23: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei metallverstärktem Glasionomerzement, dental Gold, Hybridkomposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Feldspartkeramik, Zirkon, Milchzahnschmelz und Hybridkeramik.

Die Oberflächenrauheit (Ra) für die Materialien Dentin, Lithiumdisilikat Glaskeramik (e.max CAD), Milchzahnschmelz, Zirkon, Feldspartkeramik, Hybridkeramik,

metallverstärkter Glasionomerzement, Hybridkomposit, PEEK und Gold beim Vergleich von AirFlow® Perio mit Wasser bei einer Bestrahlungszeit von drei Sekunden zeigte einen hohen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$).

Bei den getesteten Materialien in Abbildung 23 A – H wurde nach der Bestrahlung mit AirFlow® Perio für drei Sekunden ein höherer Ra – Mittelwert als nach Bestrahlung mit Wasser gemessen. Der Unterschied ist statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$).

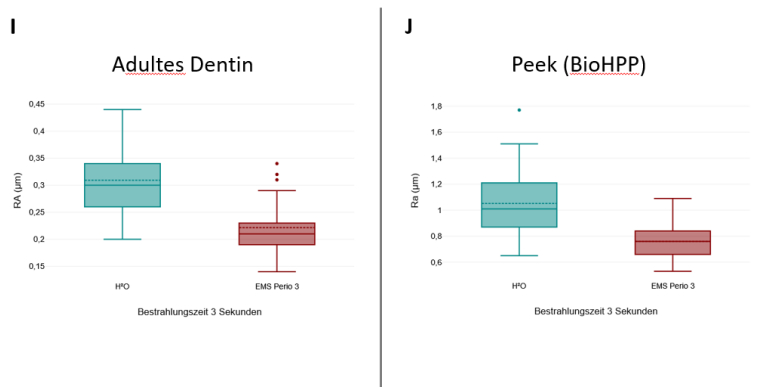


Abbildung 24: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei adultem Dentin und PEEK (BioHPP)

Für die Materialien adultes Dentin (I) und PEEK (BioHPP) (J) aus Abbildung 24 konnte ebenfalls ein statistisch hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) festgestellt werden. Im Vergleich zu den Materialien A – H wurde nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio für drei Sekunden ein niedrigerer Ra – Mittelwert erzielt.

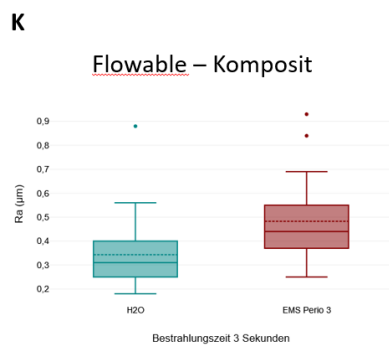


Abbildung 25: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei fließfähigem Komposit.

Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte für fließfähiges Komposit (K) in Abbildung 25 mit einem p-Wert = 0,003 festgestellt werden.

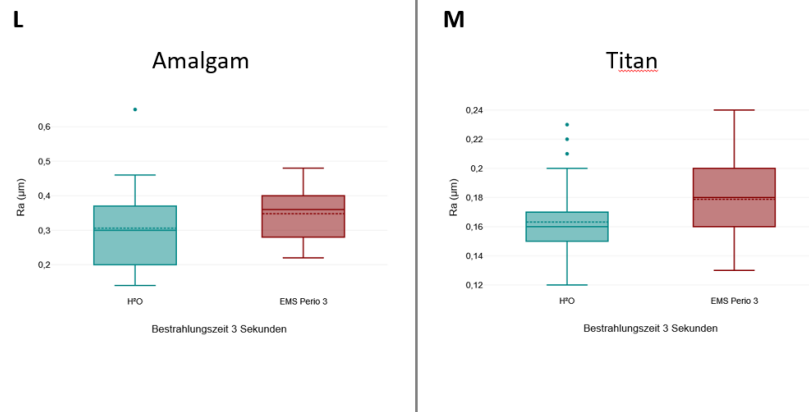


Abbildung 26: Boxplot Vergleich H₂O – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam und Titan.

Für die Materialien Amalgam mit einem p – Wert = 0,136 und Titan mit einem p – Wert = 0,06 aus Abbildung 26 konnte kein statistisch signifikanter Unterschied verzeichnet werden.

9.5 Vergleich: AirFlow® Plus – AirFlow® Perio für jeweils eine Sekunde Bestrahlungszeit

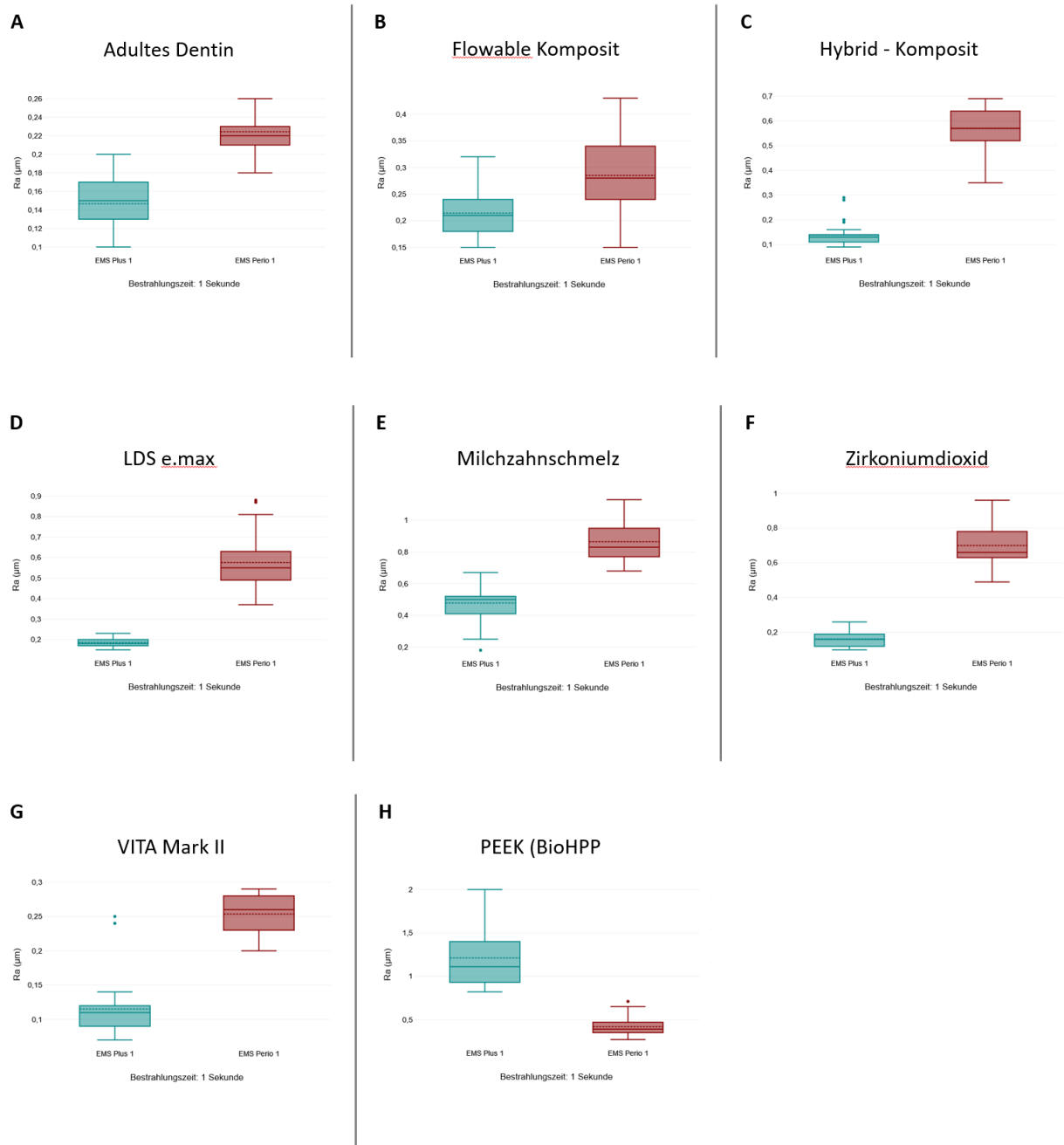


Abbildung 27: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei adultem Dentin, fließfähigem Komposit, Hybridkomposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik, Milchzahnschmelz, Zirkon, Feldspatkeramik und PEEK (BioHPP).

Die Oberflächenrauheit (Ra) für die Materialien Dentin, fließfähiges Komposit, Hybridkomposit, Lithiumdisilikat Glaskeramik (e.max), Milchzahnschmelz, Zirkon,

Feldspartkeramik und PEEK (BioHPP) zeigte hohe statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,001$).

Mit Ausnahme von PEEK (BioHPP) (H) zeigt sich bei Materialien (A – G) in Abbildung 27 mit hoch signifikantem Unterschied ein niedriger arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche nach Bestrahlung mit AirFlow® Plus im Vergleich zu - AirFlow® Perio bei einer Sekunde Bestrahlungszeit.

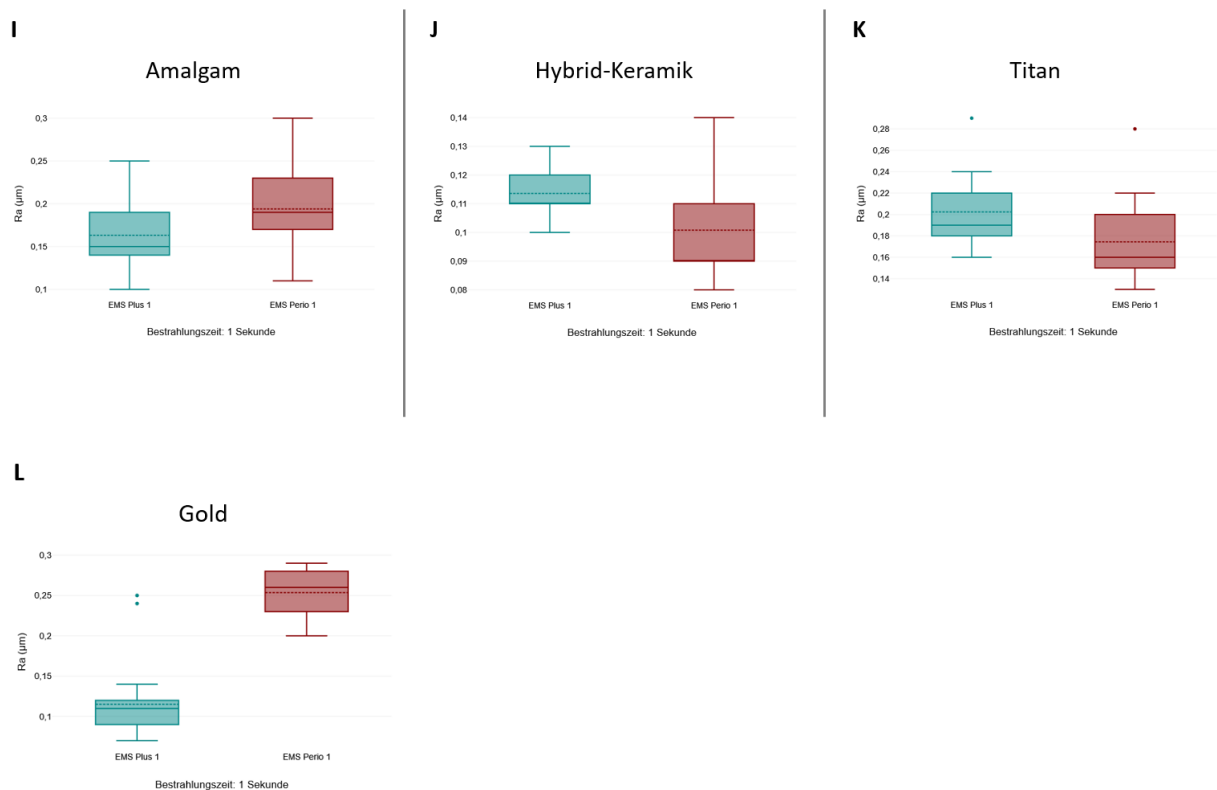


Abbildung 28: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei Amalgam, Hybridkeramik, Titan und dentalem Gold.

In Abbildung 28 sind die statistisch signifikanten Unterschiede in absteigender Reihenfolge Amalgam (p -Wert = 0,017), Hybridkeramik (p -Wert = 0,008), Titan (p -Wert = 0,004) und Gold (p -Wert = 0,004) dargestellt.

Bei den Materialien Amalgam (I) und Gold (L) wurde nach der Bestrahlung für eine Sekunde mit AirFlow® Perio ein höherer arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche gemessen. Für Hybrid – Keramik (J) und Titan (K) verhielt es sich genau umgekehrt. Hier wurde nach einer Bestrahlungszeit von einer Sekunde mit AirFlow® Plus ein niedrigerer arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche eruiert.

M

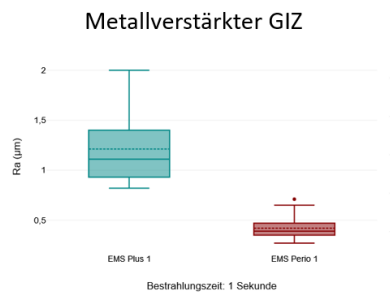
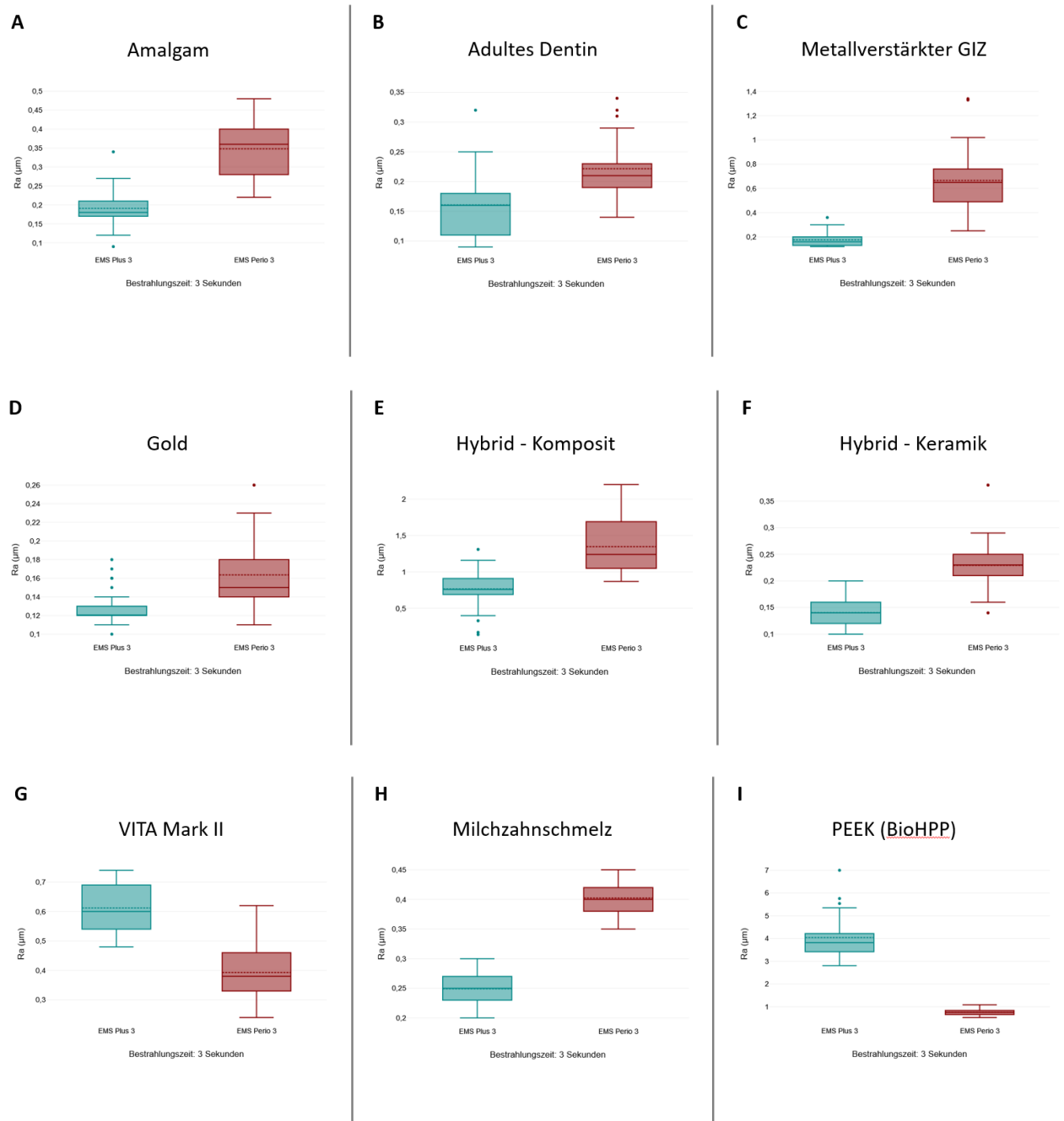


Abbildung 29: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 1 Sekunde bei metallverstärktem Glasionomerezement.

Der Metallverstärkter Glasionomerezement (p-Wert = 0,925) in Abbildung 29 zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied nach Bestrahlung der beiden Pulver.

9.6 Vergleich: AirFlow® Plus – AirFlow® Perio für jeweils drei Sekunden Bestrahlungszeit

Mit Ausnahme von Lithiumdisilikat Glaskeramik (e.max) und fließfähigen Komposit zeigen alle getesteten Materialien einen hohen statistisch signifikanten Unterschied im Vergleich der beiden Pulver nach einer Sekunde Bestrahlungszeit.



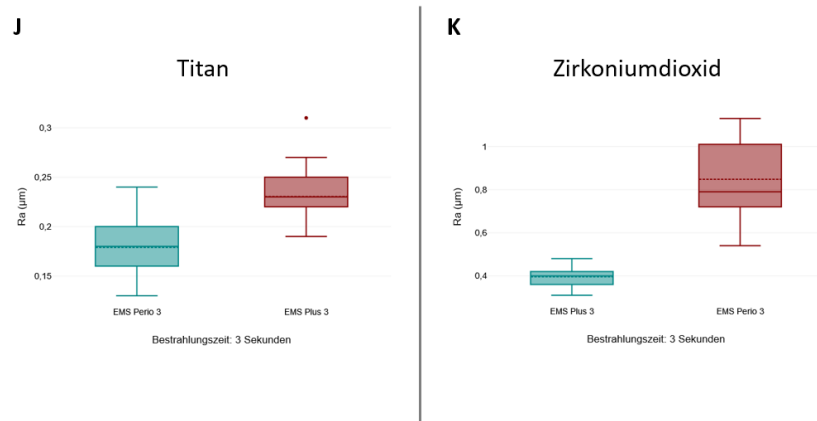


Abbildung 30: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Amalgam, adultem Dentin, metallverstärktem Glasionomerzement, dentalem Gold, Hybridkomposit, Hybridkeramik, Feldspartkeramik, Milchzahnschmelz, PEEK (BioHPP), Titan und Zirkon.

Mit Ausnahme von PEEK (BioHPP) (I) konnte bei allen Materialien in Abbildung 30 mit statistisch hoch signifikantem Unterschied ein höherer arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio im Vergleich zu AirFlow® Plus nach drei Sekunden Bestrahlungszeit festgestellt.

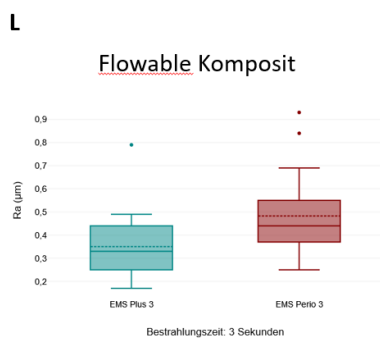


Abbildung 31: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei fließfähigem Komposit.

Bei fließfähigem Komposit mit einem p-Wert von 0,003 konnte ein statistisch signifikanter Unterschied verzeichnet werden. Hier wurde ebenfalls nach Bestrahlung mit AirFlow® Perio ein höherer arithmetischer Mittelwert der Rauheit der Oberfläche verzeichnet.

M



Abbildung 32: Boxplot Vergleich EMS Plus Pulver – EMS Perio Pulver für 3 Sekunden bei Lithiumdisilikat Glaskeramik.

Bei Lithiumdisilikat Glaskeramik (e.max) hingegen konnte mit einem p-Wert von 0,094 kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Grundsätzlich konnte festgestellt werden, dass die durchschnittliche Oberflächenrauheit (Ra-Wert) bei der Verwendung von AirFlow® Perio höher als bei AirFlow® Plus ist. Nach einer Bestrahlungszeit von einer Sekunde konnte im Direktvergleich der beiden Pulver nur bei metallverstärktem Glasionomerezement kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden (siehe Tabelle 4).

Bei Amalgam, Hybridkeramik, metallverstärkten Glasionomerezement, Titan und Gold zeigen sich ähnliche Ra-Mittelwerte nach Bestrahlung von einer Sekunde für beide Pulver (siehe Tabelle 5). Nach drei Sekunden zeigt einzig bei Lithiumdisilikat Glaskeramik (e.max) statistisch keinen Unterschied (siehe Tabelle 4).

Besonders auffällig präsentiert sich PEEK (BioHPP) welches nach einer Bestrahlungszeit von drei Sekunden bei EMS Plus einen Ra-Mittelwert von 4,04 µm im Vergleich zu EMS Perio mit 0,76 µm zeigte. Eine ähnliche Diskrepanz zeigte sich bei dem Material PEEK (BioHPP) auch bei einer Bestrahlungszeit von einer Sekunde (siehe Tabelle 5).

Tabelle 4: Gegenüberstellung: EMS Plus – EMS Perio für 1 und 3 Sekunden

	Dentin Adult	Amalgam	Hybrid Keramik	Fließfähiger Komposit	Metallverstärkter GIZ	Hybrid Komposit	Titan	PEEK	Gold	Zirkon	Feldspatkeramik	Milchzahnschmelz	LDS e.max
EMS Plus - EMS Perio 1 Sekunde	<0,001	0,017	0,008	<0,001	0,925	<0,001	0,004	<0,001	0,004	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
EMS Plus - EMS Perio 3 Sekunden	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,094

Tabelle 5: Mittelwert der Ra-Werte (μm) der getesteten Materialien nach Bestrahlung mit beiden Pulvern

	Dentin Adult	Amalgam	Hybrid Keramik	Fließfähiger Komposit	Metallverstärkter GIZ	Hybrid Komposit	Titan	PEEK	Gold	Zirkon	Feldspatkeramik	Milchzahnschmelz	LDS e.max
EMS Plus 1 Sekunde	0,15	0,16	0,11	0,21	0,19	0,14	0,2	1,21	0,17	0,26	0,25	0,67	0,23
EMS Perio 1 Sekunde	0,22	0,19	0,1	0,29	0,19	0,57	0,17	0,42	0,15	0,96	0,29	1,13	0,88
EMS Plus 3 Sekunden	0,16	0,19	0,14	0,35	0,18	0,77	0,23	4,04	0,13	0,48	0,74	0,3	0,51
EMS Perio 3 Sekunden	0,22	0,35	0,23	0,48	0,67	1,35	0,18	0,76	0,16	1,13	0,62	0,45	0,38

10 Diskussion

Zusammenfassend wurde für einen Großteil der getesteten Materialien (Adultes humanes Dentin, Milchzahnschmelz, Dentales Amalgam, Nano- Hybridkomposit, fließfähiges Komposit, Zirkon, Titan, metallverstärkter Glasionomerzement, Feldspatkeramik, Glaskeramik und Hybridkeramik) nach der Bestrahlung mit Airflow® Plus ein signifikant niedrigerer arithmetischer Mittenrauwert (Ra) ermittelt. Im Gegensatz dazu zeigt das Material PEEK nach der Bestrahlung mit AirFlow® Perio einen niedrigeren arithmetischen Mittenrauwert (Ra). Das Material Gold konnte nach Bestrahlung mit beiden Pulvern einen statistisch ähnlichen arithmetischen Mittenrauwert vorweisen.

Ziel dieser Studie ist es, die Oberfläche gängiger Restaurationsmaterialien und Zahnrestorationen nach der Bestrahlung mit zwei verschiedenen Pulvern (AirFlow® Plus und AirFlow® Perio) zu untersuchen und mit Hilfe standardisierter Methoden die richtige Indikation für das richtige Material zu erhalten. Nach der Behandlung wurde die Oberflächenrauheit aller Proben mit einem optischen 3D-Mikroskop gemessen.

Als Hauptzielgröße wird der arithmetische Mittenrauwert (Ra) nach Bestrahlung und Vorbehandlung der Proben angegeben. Dadurch kann eine Gegenüberstellung der beiden getesteten Pulver unter standardisierten Bedingungen erfolgen (siehe Anhang: Studienprotokoll).

Die primäre Hypothese der Studie lautet: Es gibt keinen Unterschied zwischen den beiden Pulvern hinsichtlich der Oberflächenveränderungen auf restaurativen Materialien und Zahnschmelz. Diese Hypothese kann anhand der erhobenen Daten bei allen getesteten Materialien mit der Ausnahme von dental Gold abgelehnt werden.

Das Besondere an dieser Studie ist der vorangegangene Thermocycling – Prozess der restaurativen Materialien, um realitätsnähere Bedingungen zu simulieren. In der Literatur finden sich nur sehr wenige Studien, die einen ähnlichen Versuchsaufbau hinsichtlich der speziellen Vorbehandlung der Proben aufweisen.

Barnes et al. konnte feststellen, dass EMS Pulver auf Glycin Basis weniger abrasiv als andere Pulver sind und sich daher gut für ästhetische Restaurationen eignen. Ebenfalls

wurde eine geringe Abrasion von EMS Natrium Bicarbonat Pulver im Vergleich zu anderen Natrium Bicarbonat Pulvern festgestellt (18). In dieser Studie konnte für Pulver auf Erythritol Basis (EMS Plus) eine statistisch noch niedrigere Oberflächenrauheit im Vergleich zu Glycin Basis Pulvern (EMS Perio) verzeichnet werden. Dies lässt zukünftig auf eine mögliche vermehrte Anwendung im ästhetischen Bereich schließen. Aufgrund der unterschiedlichen Vorbehandlungen und Durchführungsparameter ist jedoch ein direkter Vergleich relativ zu sehen.

Janiszewska –Olsozwska et al. konnte nach Bestrahlung mit Glycin- und Erythritol Pulvern eine statistisch signifikante Zunahme der Oberflächenrauheit im Vergleich zur unbestrahlten Oberfläche zeigen. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Erythritol- und Glycin Pulvern festgestellt werden, wobei zu beachten gilt, dass in dieser Studie nur Mikro Hybridkomposit untersucht wurde. Ebenfalls erfolgte keine Vorbehandlung der Proben und die Oberflächenuntersuchung wurde mit einem Laser-Konfokal-Mikroskop mit Vergrößerungsfaktor 100 durchgeführt (19).

Bei der im Rahmen dieser Diplomarbeit durchgeführten Studie konnte bei Hybridkomposit bei Bestrahlungszeiten von einer und drei Sekunden mit EMS Plus und EMS Perio (jeweils bezüglich der Oberflächenrauheit) statistisch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Reinhart et al. konnte zeigen, dass nach Behandlung mit Erythritol Pulver (EMS Plus) eine geringere Oberflächenrauheit von permanenten restaurativen Materialien (Komposit, Keramik und dental Gold) entsteht als nach Behandlung mit konventionellen dentalen Prophylaxe Methode mit Polierpaste mit einem Gummibecher auf einem Handstück. Eine Ausnahme stellte Glasionomerzement dar, bei welchem nach Bestrahlung mit EMS Plus ein höherer Ra-Wert erzielt wurde im Vergleich zur konventionellen Prophylaxe Methode. Bei Reinhart et al. wurde für die Vorbehandlung der Proben eine Körnung von 500 – 4000 verwendet, ein Bestrahlungswinkel von 45 Grad und eine Bestrahlungszeit von 200 Sekunden (52). In der hier durchgeführten Studie wurde ein metallverstärkter Glasionomerzement verwendet. Einen statistisch signifikanten Unterschied im Vergleich zur Bestrahlung mit Wasser ergab nur die Bestrahlung mit EMS Perio für drei Sekunden. Zwischen EMS Plus und EMS Perio konnte nach Bestrahlung für eine Sekunde kein statistischer Unterschied ermittelt werden. Erst nach drei Sekunden Bestrahlungszeit konnte ein hoch signifikanter p-Wert unter 0,001 verzeichnet werden. Ursächlich für diese Ergebnisse könnte die Metallverstärkung durch Silberpartikel für die Verbesserung der physikalischen Eigenschaften sein.

Bekanntlich haben die Größe und die Form der Partikel von Schleifpulvern einen wesentlichen Einfluss auf deren Abrasivität (7). Sehr kleine Partikel, wie beispielsweise Erythrit, verursachen weniger Schäden an Zahnrestorationen oder Zähnen (9) und könnten im Vergleich zu den herkömmlichen Methoden zu einem besseren Ergebnis führen. Die beiden Pulverbestrahlungen für Restaurationsmaterialien erzeugen homogene Oberflächen mit geringeren Schäden.

Für die meisten getesteten Materialien war die durchschnittliche Oberflächenrauheit (Ra) bei Verwendung von AirFlow® Perio im Vergleich zu AirFlow® Plus bei einer Expositionsdauer von einer Sekunde signifikant höher ($p < 0,05$). Die gleichen signifikanten Ergebnisse ($p < 0,05$) konnten bei einer Expositionsdauer von drei Sekunden festgestellt werden. Ein möglicher Grund dafür ist die größere Partikelgröße von 25 μm bei AirFlow® Perio, da sie die Oberfläche der meisten Materialien besser ausnutzt.

Es gab einen großen Unterschied bei PEEK nach einer Expositionszeit von einer Sekunde, wobei AirFlow® Plus einen Ra Mittelwert von 1,21 μm im Vergleich zu AirFlow® Perio mit 0,42 μm aufwies. Bei einer Expositionsdauer von drei Sekunden lieferte AirFlow® Plus den Ra-Durchschnittswert von 4,04 μm und AirFlow® Perio 0,76 μm . Bei dem Material Gold war der Ra-Mittelwert nach einer Sekunde Exposition mit AirFlow® Plus (0,17 μm) leicht höher als nach derselben Expositionszeit mit AirFlow® Perio (0,16 μm). Weichere Materialien führen zu einer inhomogenen Abnutzung der Oberfläche, die kleinere und größere Vertiefungen erzeugt, was ein Grund für einen größeren Unterschied zwischen den Expositionszeiten sein kann.

Ein weiterer Grund für die signifikanten Unterschiede zwischen den beiden getesteten Pulvern könnte in der Wassersorption der verwendeten Materialien liegen, die die Rauheit der Oberflächen erhöhen oder verringern kann (44). Gold beispielsweise ist ein hartes und robustes Material, so dass die Rauheit seiner Oberfläche durch die Wassersorption kaum beeinflusst wird.

Der Prozess der Probenherstellung selbst könnte ebenfalls für die Variabilität der Bedingungen verantwortlich sein und darüber hinaus könnte ein natürlich gealterter Zahn variable Ergebnisse zeigen. Außerdem wird in dieser Studie nur versucht, eine reale klinische Situation nachzustellen, indem die variablen zahnärztlichen Parameter, die das Ergebnis variieren, sowie die Umweltfaktoren eingeschränkt werden.

Weitere Untersuchungen sind notwendig, um herauszufinden, ob diese in Vitro gesammelten Ergebnisse auch in in Vivo Studien bestätigt werden können.

Literaturverzeichnis

1. Müller N, Moëne R, Cancela JA, Mombelli A. Subgingival air-polishing with erythritol during periodontal maintenance: randomized clinical trial of twelve months. *J Clin Periodontol.* 2014;41(9):883–9. pmid:25041441
2. Loe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental Gingivitis in Man. *J Periodontol.* 1965;36:177–87. pmid:14296927
3. Lang NP, Tonetti MS. Periodontal risk assessment (PRA) for patients in supportive periodontal therapy (SPT). *Oral Health Prev Dent.* 2003;1(1):7–16. pmid:15643744
4. Rateitschak K, Wolf H. *Farbatlanten der Zahnmedizin 1 Parodontologie* 3 ed. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2012. S.222 – 245.
5. Axelsson P, Lindhe J. Effect of controlled oral hygiene procedures on caries and periodontal disease in adults. Results after 6 years. *J Clin Periodontol.* 1981;8(3):239–48. pmid:6947990
6. Petersilka GJ. Subgingival air-polishing in the treatment of periodontal biofilm infections. *Periodontol 2000.* 2011;55(1):124–42. pmid:21134232
7. Graumann SJ, Sensat ML, Stoltenberg JL. Air polishing: a review of current literature. *J Dent Hyg.* 2013;87(4):173–80. pmid:23986410
8. Petersilka G, Faggion CM Jr., Stratmann U, Gerss J, Ehmke B, Haeberlein I, et al. Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Periodontol.* 2008;35(4):324–32. pmid:18294230
9. Pelka M, Trautmann S, Petschelt A, Lohbauer U. Influence of air-polishing devices and abrasives on root dentin-an in vitro confocal laser scanning microscope study. *Quintessence Int.* 2010;41(7):e141–8. pmid:20614037
10. Hugelmeyer T. [Surface changes of enamel, root cementum, amalgam and synthetic resins after treatment with various cleaning instruments]. *Quintessenz.* 1989;40(4):683–93. pmid:2813686
11. Eliades GC, Tzoutzas JG, Vougiouklakis GJ. Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument. *J Prosthet Dent.* 1991;65(1):27–33. pmid:1827842
12. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:68–81. pmid:16968383

13. Giacomelli L, Salerno M, Derchi G, Genovesi A, Paganin PP, Covani U. Effect of air polishing with glycine and bicarbonate powders on a nanocomposite used in dental restorations: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011;31(5):e51–6. pmid:21845237
14. Johnson WW, Barnes CM, Covey DA, Walker MP, Ross JA. The effects of a commercial aluminum airpolishing powder on dental restorative materials. *J Prosthodont.* 2004;13(3):166–72. pmid:15345016
15. Pelka MA, Altmaier K, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of air-polishing abrasives on wear of direct restoration materials and sealants. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(1):63–70. pmid:20045823
16. Arefnia B, Koller M, Wimmer G, Lussi A, Haas M. In Vitro Study of Surface Changes Induced on Enamel and Cementum by Different Scaling and Polishing Techniques. *Oral Health Prev Dent.* 2021;19(1):85-92. doi: 10.3290/j.ohpd.b927695. PMID: 33511822.
17. Petersilka G, Heckel R, Koch R, Ehmke B, Arweiler N. Evaluation of an ex vivo porcine model to investigate the effect of low abrasive airpolishing. *Clin Oral Investig.* 2018 Sep;22(7):2669-2673. doi: 10.1007/s00784-018-2536-5. Epub 2018 Jun 29. PMID: 29959595; PMCID: PMC6097043.
18. Barnes CM, Covey D, Watanabe H, Simentich B, Schulte JR, Chen H. An in vitro comparison of the effects of various air polishing powders on enamel and selected esthetic restorative materials. *J Clin Dent.* 2014;25(4):76–87. pmid:26054183
19. Janiszewska-Olszowska J, Drozdziak A, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of air-polishing on surface roughness of composite dental restorative material—comparison of three different air-polishing powders. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):30. pmid:32000753
20. Petersilka GJ, Bell M, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. Root defects following air polishing. *J Clin Periodontol.* 2003;30(2):165–70. pmid:12622860
21. Kröger JC, Haribyan M, Nergiz I, Schmäge P. Air polishing with erythritol powder—In vitro effects on dentin loss. *J Indian Soc Periodontol.* 2020;24(5):433–40. pmid:33144771
22. Hägi TT, Hofmänner P, Eick S, Donnet M, Salvi GE, Sculean A, et al. The effects of erythritol air-polishing powder on microbiologic and clinical outcomes during supportive periodontal therapy: Six-month results of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int.* 2015;46(1):31–41. pmid:25262675

23. Hägi TT, Hofmänner P, Salvi GE, Ramseier CA, Sculean A. Clinical outcomes following subgingival application of a novel erythritol powder by means of air polishing in supportive periodontal therapy: a randomized, controlled clinical study. *Quintessence Int.* 2013;44(10):753–61. pmid:24078975
24. Petersilka GJ, Bell M, Haberlein I, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *J Clin Periodontol.* 2003;30(1):9–13. pmid:12702105
25. EMS Dental (Homepage im Internet) verfügbar unter: <https://www.ems-dental.com/de/products/new-airflow-plus-powder-now-aluminum-bottle>
26. EMS Dental (Homepage im Internet) verfügbar unter: <https://www.ems-dental.com/de/products-overview/air-flow-powder-perio>
- 24-27. [EMS Perio Sicherheitsdatenblatt gemäß Verordnung \(EG\) Nr. 1907/2006](#)
- 25-28. R.J. Radlanski. *Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie.* Berlin: Quintessenz Verlags – GmbH; 2011. S.20.
- 26-29. Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks.* 5 ed. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2000.
- 27-30. Van Waas Hubertus J.M., Stöckli P.W. *Farbatlant der Zahnmedizin: Kinderzahnmedizin.* Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2001. S.64.
- 28-31. Butler WT. Dentin collagen: Chemical structure and role in mineralization. In: Linde A, editor. *Dentin and Dentinogenesis.* Boca Raton: CRC Press; 1984. P. p. 37.
- 29-32. Schemel W, Hummel K, Krekeler G. Härteprüfungen an Schmelz, Dentin und Zement rezenter menschlicher Zähne. *Schweiz Mschr Zahnmed.* 1984; 10:1029-41.
- 30-33. Grajower R, Azaz B, Bron-Levi M. Microhardness of sclerotic dentin. *J Dent Res.* 1977 Apr; 56 (4): 446.
- 31-34. Hellwig E, Wenz H.-J. *Zahnärztliche Propädeutik.* 14. Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2019. S.167 – 170.
- 32-35. Henry Schein Dental (Homepage im Internet) verfügbar unter: https://www.henryschein-dental.de/images/ads/inca_Uploads/1001/47/1001_19598/9009036.pdf
- 33-36. Falkenberger R. *Adhäsive Zahnheilkunde Wissenschaft und Praxis.* Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2013. S.84 – 88.

- ~~34-37.~~ Ivoclar Vivadent (Homepage im Internet) verfügbar unter:
https://www.ivoclar.com/de_at/products/composites/tetric-evoceram
- ~~35-38.~~ Lendenmann U. Wanner M. Wissenschaftliche Dokumentation Tetric EvoCeram/Tetric EvoFlow. Lichtenstein: Ivoclar Vivadent AG; 2011.
- ~~36-39.~~ 3M ESPE (Homepage im Internet) verfügbar unter:
https://www.3mdeutschland.de/3M/de_DE/p/d/b5005237012/
- ~~37-40.~~ Biffar R, Körber E. Die prothetische Versorgung des Lückengebisses: Befunderhebung und Planung. 4. Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 1999. S.318 – 319.
- ~~38-41.~~ Dentsply Sirona (Sicherheitsdatenblatt Degulor C) verfügbar unter:
https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/de_DE/Prosthetics/Fixed/Alloys/High_Gold_Alloys/Degulor_C/Degulor%20C.PDF
- ~~39-42.~~ Dental Concept Systems (CAD/CAM Materialien mit Strategie) verfügbar unter: <https://dental-concept-systems.com/wp-content/uploads/2021/11/D00042-20190710-Broschure-FULL-METAL-BLANKS-DE-LOW-RES.pdf>
- ~~40-43.~~ Galloway SE, Pashley DH. Rate of removal of root structure by the use of the Prophy-Jet device. J Periodontol. 1987;58(7):464–9. pmid:3476717
- ~~41-44.~~ Savas S, Colgecen O, Yasa B, Kucukyilmaz E. Color stability, roughness, and water sorption/solubility of glass ionomer-Based restorative materials. Niger J Clin Pract. 2019;22(6):824–32. pmid:31187769
- ~~42-45.~~ Bredent Group (BioHPP Die Referenz für physiologischen Gerüstwerkstoff) verfügbar unter: https://bredent-group.com/wp-content/uploads/2019/12/0005470D_BioHPP-Die-Referenz.pdf
- ~~43-46.~~ Black J., Hastings G. Handbook of Biomaterial Properties. 1st ed. Chapman & Hall; London, UK: 1998. Oxide bioceramics: Inert ceramic materials in medicine and dentistry
- ~~44-47.~~ Reham B. Osman, Michael V. Swain. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. Materials Basel. 2014, 8(3): 932 – 958. Pmid: 28787980
- ~~45-48.~~ Metoxit (Z-CAD® HD – Das Bewährte) verfügbar unter:
<https://metoxit.com/dental/cad-cam/z-cad-hd>
- ~~46-49.~~ Ivoclar Vivadent (IPS e.max CAD Die hochästhetische Lithium – Disilikat - Glaskeramik) verfügbar unter: https://www.ivoclar.com/de_at/products/digital-processes/ips-e.max-cad

- [47.50.](#) Vita – Zahnfabrik (VITA CAD/CAM Materialien, Katalog für Praxen und Labore) verfügbar unter: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITABLOCS-Mark-II-25029.html>
- [48.51.](#) Volk R. Rauheitsmessung Theorie und Praxis. 1. Auflage. DIN Deutsches Institut für Normung e.V. Beuth Verlag GmbH; 2005.
- [49.52.](#) Reinhart D, Singh-Hüsgen P, Zimmer S, Bizhang M. In-vitro influence of the use of an erythritol powder through air polishing on the surface roughness and abrasiveness of various restorative materials. Plos One. 2022. pmid: 0270938

Anhang

Studienprotokoll:

In Vitro Untersuchung der Oberflächenrauheit unterschiedlicher restaurativer Materialien und Zahnschichten nach Behandlung mit zwei verschiedenen Pulverstrahlsubstraten

Eine prospektive Pilotstudie

Betreuer: Dr.scient.med. Dr.med.dent. MSc Arefnia Behrouz

Klinische Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatzkunde; Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits

8010 Graz, Billrothgasse 4; Tel.: +43/316/385-30639; e-mail: behrouz.arefnia@medunigraz.at

Zweiter Betreuer: Univ.-Prof. Dr.med.univ. Dr.med.dent. Jakse Norbert

Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie; Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits

8010 Graz, Billrothgasse 4; Tel.: +43/316/ 385-30633; e-mail: norbert.jakse@medunigraz.at

Diplomand: Zotter Philipp

8042 Graz, Sternäckerweg 69; Tel.: +43/6607159324; e-mail: philipp.zotter@stud.medunigraz.at

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheits, Klinische Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatz

Leiter: Ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Lorenzoni Martin

Inhaltsverzeichnis

1 Wissenschaftlicher Hintergrund	Seite 3
2 Ziel	Seite 3
3 Materialien	Seite 3-4
3.1 Proben-Akquirierung	Seite 4
4 Zielgrößen	Seite 4
4.1 Hauptzielgrößen	Seite 4
4.2 Nebenzielparameter	Seite 4
5 Methodik	Seite 4

6 Statistik	Seite 5
7 Datenschutz	Seite 5
8 Nutzen-Risiko Evaluierung	Seite 5
9 Referenzen	Seite 5

1. Wissenschaftlicher Hintergrund

Air Polishing wurde 1976 in der Zahnheilkunde eingeführt. Seit diesem Zeitpunkt wurden zahlreiche in vitro und in vivo Studien zu dieser Thematik durchgeführt. Bis heute ist der Wissensstand bezüglich Pulverbestrahlung einiger häufig verwendeten Materialien in der restaurativen Zahnheilkunde und im speziellen von Milchzahnschmelz als auch Milchzahndentin relativ gering. Ebenfalls gibt es wenige Studien in Zusammenhang mit fließfähigen Komposit und Pulverbestrahlung.

2. Ziel

Durch Oberflächenuntersuchungen gängiger restaurativer Materialien und Zahnschichten nach Behandlung mit Air Polishing Powders erhofft man sich die richtige Indikation für das richtige Material stellen zu können. Eben darauf zielt die hier durchgeführte Studie ab, welche mit standardisierten Methoden durchgeführt wird.

3. Material

Restaurative Materialien:

1. Feldspartkeramik
2. Dentin
 - 2.1 Adultes-Dentin
3. Milchzahnschmelz
4. Flowable Komposit
5. Metallverstärkte GIZ
6. Goldlegierung
7. Amalgam
8. Lithiumdisilikat
9. Hybridkomposit
10. Hybridkeramik
11. Titan
12. BioHPP
13. Zirkon

Punkte 2 und 3 dienen als Beispiele für ein humanes Präparat.

Punkte 1; 3.-10. dienen als Proben für in der restaurativen Zahnmedizin eingesetzte Materialien.

Punkte 10.-13. als Beispiele für in der Implantologie verwendete Materialien.

Air Polishing powders:

1. EMS Plus (0,3% CHX-Zusatz) → Erythritol
2. EMS Perio → Glycine

Vergleich zweier Pulver mit unterschiedlicher Partikelgröße (Glycine = 20-25 µm vs Erythritol = 13-14µm).

Bestrahlungszeit:

1. 1 Sekunde
2. 3 Sekunden

Jede Probe zu diesen unterschiedlichen Zeiten (1Sekunde, 3Sekunden) mit jeweils EMS plus und EMS Perio bestrahlt.

Insgesamt ergeben sich daraus 40 Proben.

3.1 Proben – Akquirierung

Die Proben humanen Ursprunges werden anonymisiert auf der Erstaufnahme bzw. Risikoraum der Zahnklinik Graz gesammelt. Dies erfolgt gesammelt in einem geeigneten Behältnis mit 100% Ethanol Lösung. Eine nachträgliche personenbezogene Zuordnung ist zu keinem Zeitpunkt möglich. An der Zahnklinik Graz erfolgt routinemäßige die Einholung der Berechtigung zur Nutzung für wissenschaftliche Zwecke bei Extraktion von Zähnen. Für die Mitarbeiter der Studie ist zu keinem Zeitpunkt eine personenbezogene Zuordnung möglich.

4. Zielgrößen

4.1 Hauptzielgrößen

Die Hauptzielgröße betrifft die Oberflächenrauheit im Vergleich zur unbehandelten Oberfläche

4.2 Nebenzielgröße

Die Nebenzielgröße umfasst die beiden unterschiedlichen Bestrahlungszeiten und die damit verbundene Veränderung der Oberflächenrauheit.

5. Methode

Herstellung der humanen Proben:

Milchzahnschmelzprobe mit wassergekühlter diamantierter Säge in Größe 5 x 5mm geschnitten. Im Anschluss mit Schleifpapier (silicon carbide grit paper) in Körnung 320,

800 und 1200 geschliffen. Vor dem Test wird Probe in destilliertes Wasser bei 37 Grad Celsius gelagert.

Bei Verwendung von Dentin (Milchzahn und bleibender Zahn) als zusätzliche Probe kommt gleiches Prozedere zur Anwendung.

Vorbehandlung der Proben:

Nach der Probenherstellung erfolgt die Lagerung in destilliertem Wasser (37 Grad Celsius). Anschließend durchlaufen die Proben einen künstlichen Alterungsprozess mittels Thermocycling. Dieser erfolgt in 10000 Zyklen. Verweildauer beträgt 30 Sekunden pro Becken mit einer Abtropf- und Transportzeit von 10 Sekunden. In den Becken befindet sich demineralisiertes Wasser. Das erste Becken hat eine Temperatur von 5 Grad Celsius und das zweite Becken hat eine Temperatur von 55 Grad Celsius.

Standardisiertes Polishing Treatment:

Herstellung einer Halterung mit einem Abstand von 4mm zum Probeobjekt mit einer Winkelung von 80 Grad zum Objekt.

Oberflächenmessung:

Hierzu Verwendung eines Auflicht-Mikroskop (alicon a InfiniteFocus) mit einem Vergrößerungsfaktor von 20x.

Je Probe erfolgt die Herstellung von 5 Einzelaufnahmen (n = 5) entlang der X-Achse (je Aufnahme 30 Sekunden).

Anschließend 5 RA Messungen je Einzelaufnahme. Messwerte der Z-Achse werden hierbei erfasst.

Gesamtanzahl der Proben für Oberflächenmessung ergibt 325 Stück, bei welchen jeweils 5 RA Messungen durchgeführt werden. Insgesamt erfolgen damit 1625 RA Messungen.

6. Statistik

Bei dem Studiendesign handelt es sich um ein Pilotprojekt. Zur Auswertung wird die *Intention to treat*-Analyse herangezogen. Das geplante statistische Verfahren bedient sich der Deskriptiven Statistik und t-Test.

Die statistische Auswertung erfolgt durch Frau Dipl.-Ing. Mischak.

7. Datenschutz

Daten werden verschlüsselt geschützt vor Zugriff von extern und verbleiben an der Med Uni Graz.

8. Nutzen – Risiko Evaluierung

Im Rahmen der Studie werden extrahierte Zähne zur Probenherstellung für anschließende Pulverbestrahlung verwendet. Der Nutzen dieser Studie ergibt sich durch den

Erkenntnisgewinn, um für restaurative Materialien und Zahnschmelzen das geeignetste Pulver bei Air Polishing Treatment zu verwenden. Der Kostenaufwand für die Studiendurchführung (Materialkosten) liegt in einem ausgewogenen Verhältnis zu seinem Nutzen.

9. Referenzen

An In Vitro Comparison of the Effects of Various Air Polishing Powders on Enamel and Selected Esthetic Restorative Materials, Caren M. Barnes, RDH, MS David Covey, DDS, MS Hidehiko Watanabe, DDS, MS Bobby Simentich, AS, AA University of Nebraska Medical Center College of Dentistry Lincoln, Nebraska, USA Joel R. Schulte, BSME Han Chen, PhD University of Nebraska-Lincoln Lincoln, Nebraska, US